



REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
LE MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

---

UNIVERSITÉ DE MASCARA  
FACULTÉ DES SCIENCES & TECHNOLOGIE

## **MÉMOIRE**

Présenté pour l'obtention du diplôme de

## **MAGISTER**

En **Génie mécanique**

Option : **Mécanique des Matériaux et Modélisations**

Par :

**HAISSI Sofiane**

**THEME**

---

**Contribution à l'analyse biomécanique des  
Prothèses orthopédiques pour amputation fémorale**

---

Soutenu devant le jury composé de :

<b>Président</b>	<b>AID Abdelkrim</b>	<b>Pr</b>	<b>UNIV- MASCARA</b>
<b>Examineur</b>	<b>Aminallah laid</b>	<b>MCA</b>	<b>UNIV- MASCARA</b>
<b>Examineur</b>	<b>BOUZIANE Mohamed Mokhtar</b>	<b>MCA</b>	<b>UNIV- MASCARA</b>
<b>Encadreur</b>	<b>MERDJI Ali</b>	<b>MCA</b>	<b>UNIV- MASCARA</b>
<b>Co-Encadreur</b>	<b>OULD CHIKH El Bahri</b>	<b>MCA</b>	<b>UNIV- MASCARA</b>

**Année : 2014**

# *Résumé*

---

Depuis plusieurs années, les prothèses orthopédiques pour amputation fémorale ont été étudiées et utilisées pour le remplacement des organes osseux manquants. Il est bien connu que le succès d'une implantation fémorale dépende fortement de stabilité initiale de la prothèse et de son ostéo-intégration à long terme dû à la distribution optimale des contraintes mécaniques dans l'os environnant. C'est pour cette raison que la recherche de solutions raisonnables permettant de réduire ces contraintes est devenue un axe de recherche très important en médecine orthopédique. Plusieurs alternatives ont été étudiées, comprenant notamment des variations du positionnement de la prothèse, de la conception, de la géométrie, des conditions de chargement, des composantes prothétiques et des biomatériaux utilisés. Dans cette étude, un nouveau concept d'ajouter un amortisseur aux composantes prothétiques du système d'implant, interposé entre la prothèse et l'implant, permet d'atténuer les chocs mécaniques et minimiser les contraintes mécaniques dans l'os et l'implant. Cette nouvelle conception du système d'implant a été évaluée par les techniques d'analyse tridimensionnelles par éléments finis en utilisant le programme Abaqus (6.12) afin d'étudier l'effet du matériau amortisseur sous une charge physiologique sur les contraintes équivalentes de von Mises induites dans le système implantaire. De manière générale, le nouveau système proposé a provoqué des contraintes inférieures dans l'os fémoral grâce à l'effet d'amortissement des efforts et chocs conséquents par la barrière de contraintes (polymère) que nous avons proposé.

**Mots Clés ; L'os fémur, prothèse, contrainte, méthode des éléments finis.....**

# Abstract

---

For several years, orthopedic prostheses for knee amputation have been studied and used to replace missing bone organs. It is well known that the success of a femoral implant is highly dependent on initial stability of the prosthesis and its osseointegration long term due to the optimal distribution of mechanical stress in the surrounding bone. It is for this reason that the search for reasonable solutions to reduce these constraints has become a very important research axis in orthopedic medicine. Several alternatives have been studied, including in particular changes in the positioning of the prosthesis, design, geometry, loading conditions, prosthetic components and biomaterials used.

In this study, new concepts of adding a buffer to prosthetic components of the implant system interposed between the prosthesis and the implant attenuates mechanical shock and minimizes mechanical stresses in the bone and the implant. The new design of the implant system was evaluated by three-dimensional finite element analysis techniques using Abacus program (6.12) to study the effect of damping material under physiological load on the equivalent von Mises stresses induced in the implant system. In general, the proposed new system caused less stress in the femoral bone through the damping effect of effort and substantial impact by the barrier constraints (polymer) that we proposed.

**key chain words: Femoral bone; Prosthesis, constraint; method of finite element.....**

# Remerciements

---

*Tout d'abord, je remercie le bon dieu le tout puissant pour son aide et pour m'avoir guidé pour mener à bien ce travail.*

*Je remercie mes très chers parents pour leurs soutiens et leurs patiences.*

*Je tiens aussi à remercier mon promoteur Mr. Ali Merdji et Co-encadreur Mr. Ould Chikh El Bahri et Mr. Benaissa Ali pour ses suivis et ses conseils durant l'évolution de ce travail.*

*Je remercie la faculté des sciences et de la technologie et le département de Génie Mécanique.*

*Mes remerciements vont également :*

*A tous mes enseignants qui ont contribué à ma formation.*

*A toute ma promotion pour tous les bons moments qu'on a passé ensemble.*

*A tous mes proches et amis qui m'ont toujours soutenu et encouragé au cours de la réalisation de ce mémoire.*

*Mr. Ali Merdji; Mr. Benaissa Ali, Mr. Ould Chikh El Bahri ET Mr Bireche Miloud d'après leurs aide.*

*Enfin, no vifs remerciements aux membres de jury et à leur président avec qui nous allons soutenir ce mémoire et juger de sa qualité.*

**Sofiane**



*Je dédie ce modeste travail à :*

*Mes très chers parents qui m'ont soutenu moralement durant toute ma vie avec leurs conseils précieux et leurs encouragements pour réaliser mon objectif.*

*Mes frères : Djellal-Yacin.*

*Ceux qui ont pris une grande partie de mon coeur et l'occuper à jamais.*

*Mes très chers amis : Merdji Ali-Benaïssa Ali- Bireche Miloud-  
Djefel ABK-Rezkelleh ABZ-Mokhtari Bachir- hamou Hadi-  
Benchenine toufik-*

*Toute ma promotion de Magister : 2012-2013*

*Toutes les autres qui je n'ai pas cité nommément et qui se reconnaissent dans ma dédicace.*

# Liste des figures

---

## Chapitre I

Figure	Comparaison de la consommation	04
1.1	énergétique.....	05
Figure	Définition du cycle de	06
1.2	marche.....	08
Figure	Pieds prothétiques "conventionnels" et "à restitution	08
1.3	d'énergie.....	11
Figure	Pieds prothétiques à "restitution d'énergie" avec ou sans	12
1.4	amortisseurs.....	16
Figure	Pieds prothétiques	17
1.5	motorisés.....	18
Figure	Longueurs de "pas sain" et de "pas	
1.6	prothétique.....	19
Figure	Puissance interne de l'articulation de la	
1.7	cheville.....	
Figure	vue antérieure d'une emboîture de type	
1.8	quadrangulaire.....	
Figure	moignon fémoral	
1.9	ostéointégré.....	
Figure1.	Comportement du genou en phase	
10	d'appui.....	
Figure1.	Positionnement du centre instantané de rotation d'un	
11	système	
	polycentrique.....	
	.....	

## Chapitre II

Figure	Schéma d'un os long partiellement	28
2.1	sectionné.....	29
Figure	Structure d'un fémur partiellement	30

2.2	sectionné.....	31
Figure	Agrandissement de plusieurs ostéons de l'os	32
2.3	compact.....	33
Figure	Agrandissement de travées d'os	34
2.4	spongieux.....	35
Figure	Exemple de structure osseuse	
2.5	trabéculaire.....	
Figure	Cellules de l'os	
2.6	trabéculaire.....	
Figure	Détails d'une coupe de travée	
2.7	osseuse.....	
Figure	Les différentes cellules du tissu	
2.8	osseux.....	

## Chapitre III

Figure	les organes peuvent être remplacés par des	45
3.1	biomatériaux.....	52
Figure	Textile des	54
3.2	stents.....	54
Figure	Têtes (PTH) en Alumine-	
3.3	Alumine.....	
Figure	bridge en	
3.4	Zircone.....	

## Chapitre IV

Figure	Bio-structure du genou et l'implant qui s'attache à	57
4.1	l'os.....	58
Figure	Balayage tomographique de l'os	59



4.2	mandibulaire.....	
Figure	Composants des systèmes	61
4.3	prothétiques.....	62
Figure	Chargement dynamique en 10 s. (a) suivant l'axe X, (b)	63
4.4	suivant l'axe Y et (c) suivant l'axe	63
	Z.....	64
Figure	Chargement statique (a) et dynamique (b) appliqué	
4.5	suivant l'axe X.....	66
Figure	Chargement statique (a) et dynamique (b) appliqué	
4.6	suivant l'axe Y.....	66
Figure	Chargement statique (a) et dynamique (b) appliqué	
4.7	suivant l'axe Z.....	67
Figure	Maillage utilisant des éléments linéaires	
4.8	tétraédriques.....	68
Figure	Repartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente	
4.9	dans l'os fémorale (chargement appliqué suivant l'axe	69
	x.....	
Figure	Repartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente	69
4.10	dans l'os fémorale (chargement appliqué suivant l'axe y)	71
	.....	72
Figure	Repartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente	
4.11	dans l'os fémorale (chargement appliqué suivant l'axe z)	
	.....	
Figure	Repartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente	
4.12	dans l'implant (chargement appliqué suivant l'axe	
	x.....	
Figure	Repartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente	
4.13	dans l'implant (chargement appliqué suivant l'axe y)	
	.....	
Figure	Repartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente	
4.14	dans l'implant (chargement appliqué suivant l'axe z)	
	.....	
Figure	Distribution des contraintes dans la tête	
4.15	fémorale.....	
Figure	16 Histogramme des contraintes dans	
4.16	l'os.....	

# Chapitre V

Figure	Composants des systèmes	75
5.1	prothétiques.....	77
Figure	Conditions aux	77
5.2	limites.....	78
Figure	Chargement dynamique en 10	79
5.3	s.....	80
Figure	Maillage utilisant des éléments linéaires	80
5.4	tétraédriques.....	81
Figure	Distributions des contraintes de von	82
5.5	Mises.....	84
Figure	Distribution des contraintes dans l'implant pour les deux	85
5.6	modèles.....	
Figure	Distribution des contraintes dans la	
5.7	barrière.....	
Figure	Distribution des contraintes dans l'os fémoral pour les	
5.8	deux modèles.....	
Figure	Représentation en allures de l'interface os-	
5.9	implant.....	
Figure	Répartition des contraintes dans l'os	
5.10	fémoral.....	
Figure	Histogramme des contraintes de	
5.11	von Mises.....	

# Liste des tableaux

---

## Chapitre I

Tableau1.	Comparaison de l'énergie emmagasinée et restituée	
1	par trois pieds	14
	Prothétiques selon trois auteurs de la	
Tableau	littérature.....	20
1.2	Synthèse des études s'intéressant à la flexion du genou	
	lors de la phase D'appui unipodal lors de la marche à	23
Tableau	plat.....	
1.3	Synthèse des études d'analyse de la marche	25
	comparant les Genoux conventionnels aux genoux à	
Tableau	microprocesseurs.....	
1.4	Synthèse des études de consommation énergétique	
	comparant des Genoux à microprocesseurs et des	
	genoux conventionnels.....	

## Chapitre II

Tableau2.	Caractéristiques élastiques de l'os compact	37
1	humain.....	38
Tableau2.	Contrainte à la rupture de l'os compact	
2	humain.....	38
Tableau2.	Caractéristiques mécaniques en compression de l'os	39
3	trabéculaire	
	humain.....	
Tableau2.	...	
4	Propriétés élastiques de l'os trabéculaire	
	humain.....	

## Chapitre III

Tableau	Propriétés mécaniques du titane et du Ti-6Al-	48
3.1	4V.....	55
Tableau	Biomatériaux les plus couramment	
3.2	utilisés.....	

## Chapitre VI

Tableau	Résumé des composants et leur comportement	60
4.1	mécanique	

## Chapitre V

Tableau	Résumé des composants et leur comportement	76
4.1	mécanique	

1.1	<b>Introduction générale.....</b>	01
-----	-----------------------------------	----

## **Chapitre I : Etude bibliographique de la marche de Personnes appareillées du membre inférieur**

<b>1.1</b>	Introduction.....	<b>03</b>
<b>1.2</b>	.....	<b>04</b>
	Appareillage des personnes amputées tibiales.....	<b>05</b>
		<b>05</b>
<b>1.2.</b>	Définition du cycle de marche.....	<b>06</b>
<b>1</b>		<b>09</b>
<b>1.2.</b>	Fonction du pied et de la cheville saine.....	<b>09</b>
<b>2</b>		<b>09</b>
<b>1.2.</b>	Pieds prothétiques / ensembles pieds chevillent.....	<b>10</b>
<b>3</b>		<b>10</b>
<b>1.2.</b>	Analyse de la marche des personnes amputées tibiales.....	<b>11</b>
<b>4</b>		<b>12</b>
	<b>1.2.4.</b> Complexe pied cheville prothétique.....	<b>16</b>
<b>1</b>		<b>16</b>
<b>1.2.4.</b>	Compensations du membre résiduel.....	<b>16</b>
<b>2</b>		<b>16</b>
<b>1.2.4.</b>	Compensations du membre controlatéral.....	<b>17</b>
<b>3</b>		<b>17</b>
	<b>1.2.</b> Influence de l'alignement.....	<b>17</b>
<b>4.4</b>		<b>22</b>

<b>1.2.4.</b>	Pieds à restitution d'énergie versus pieds conventionnels.....	<b>5</b>
	....	

**1.3** Appareillage des personnes amputées transfémorales.....

<b>1.3.</b>	Emboîture et ostéointégration.....	<b>1</b>
<b>1.3.</b>	Genoux prothétiques.....	<b>2</b>
	<b>1.3.2.</b> Genoux prothétiques existants.....	<b>1</b>
	<b>1.3.2.</b> Apport des genoux à microprocesseur.....	<b>2</b>
<b>1.3.</b>	Pied cheville.....	<b>3</b>
<b>1.3.</b>	Compensations des membres résiduels.....	<b>4</b>

**Chapitre II** : physiologie et comportement mécanique de l'os

<b>2.1</b>	Physiologie de l'os.....	<b>27</b>
<b>2.1.</b>	Fonctions du système osseux.....	<b>27</b>
<b>2.1.</b>	Structure macroscopique.....	<b>28</b>

			<b>29</b>
			<b>31</b>
	<b>2.1.2.1</b>	Le tissu	
	<b>2.1.2.2</b>	osseux.....	
	<b>2.1.2.3</b>	L'os	
		cortical.....	
		L'os	
		trabéculaire.....	
	2.1.2.3	Les travées	<b>31</b>
	.1	osseuses.....	<b>32</b>
	2.1.2.3	Fluide	
	.1	interstitiel.....	
<b>2.1.</b>	Structure		<b>33</b>
<b>3</b>	microscopique.....		
			<b>33</b>
	<b>2.1.3.1</b>	Cellules	<b>33</b>
	<b>2.1.3.2</b>	ostéogènes.....	<b>33</b>
	<b>2.1.3.3</b>	Cellules	<b>34</b>
	<b>2.1.3.4</b>	ostéoblastes.....	
		Cellules	<b>36</b>
		ostéoclastes.....	
		Cellules	<b>36</b>
		ostéocytes.....	
<b>2.2</b>	Comportement	mécanique	de <b>36</b>
	l'os.....		<b>38</b>
<b>2.2.</b>	Propriétés		<b>39</b>
<b>1</b>	élastiques.....		
	<b>2.2.1.1</b>	L'os	<b>40</b>
	<b>2.2.1.2</b>	cortical.....	<b>40</b>
		L'os	
		trabéculaire.....	

<b>2.2.</b>	Propriétés	
<b>2</b>	viscoélastiques.....	
<b>2.2.2.1</b>	L'os	
<b>2.2.2.2</b>	cortical.....	
	L'os	
	trabéculaire.....	

### ***Chapitre III : Notion Générale sur Les Biomatériaux***

<b>3.1</b>	Définitions	et	<b>43</b>
<b>3.2</b>	historique.....		<b>44</b>
<b>3.3</b>	Notion	sur	les <b>46</b>
<b>3.4</b>	biomatériaux.....		<b>48</b>
	Les domaines d'application	des	
	biomatériaux.....		<b>49</b>
	Les propriétés	des	<b>49</b>
	biomatériaux.....		<b>49</b>
<b>3.4.</b>	Propriétés physico-chimiques.....		
<b>1</b>	Propriétés biologiques.....		<b>50</b>
<b>3.4.</b>			
<b>2</b>			<b>50</b>
<b>3.5</b>	Les différents biomatériaux et leur		<b>50</b>



utilisation.....	<b>51</b>
<b>3.5. Alliages</b>	<b>51</b>
<b>1</b> métalliques.....	<b>52</b>
<b>3.5.1.1</b> Aciers Inoxydables.....	<b>53</b>
<b>3.2.1.2</b> Alliages à base de cobalt.....	<b>53</b>
<b>3.5.1.3</b> Alliages à base de titane.....	<b>53</b>
	<b>54</b>
<b>3.5.</b> Polymères.....	
<b>2</b> Les	
<b>3.5.</b> textiles.....	
<b>3</b> Céramiques.....	
<b>3.5.</b>	
<b>4</b>	
<b>3.5.4.1</b> Porcelaine.....	
<b>3.5.4.2</b> ...	
<b>3.5.4.3</b> Verre.....	
...	
Céramiques	
dentaires.....	

## **Chapitre IV : Analyse des Contraintes Statiques et Dynamique dans un Système Implantaire pour Amputation Fémorale**

<b>4.1</b> Introduction.....	<b>56</b>
<b>4.2</b> .....	<b>58</b>
<b>4.3</b> Modèle	<b>60</b>
<b>4.4</b> géométrique.....	<b>60</b>
<b>4.5</b> Modèles	de <b>64</b>
<b>4.6</b> matériaux.....	<b>64</b>
<b>4.7</b> Conditions	aux
limites.....	<b>65</b>
États	de
l'interface.....	
Modèle	d'éléments

finis.....	
Répartition tridimensionnelle des contraintes équivalentes de von Mises dans l'implant et l'os.....	
4.7. Contraintes dans l'os	<b>65</b>
1 fémoral.....	<b>67</b>
4.7. Contraintes dans l'implant	
2 orthopédique.....	<b>70</b>
	<b>72</b>
<b>4.8</b> Distribution des contraintes dans la tête	<b>73</b>
<b>4.9</b> fémorale.....	
<b>4.10</b> Discussion.....	
....	
Conclusion.....	
...	

## **Chapitre V : L'Intérêt des Matériaux Amortisseur dans l'Implantologie Orthopédique Fémorale**

<b>5.1</b> Introduction.....	<b>74</b>
<b>5.2</b> ...	<b>74</b>
<b>5.3</b> Modèle	<b>75</b>
<b>5.4</b> géométrique.....	<b>76</b>
<b>5.5</b> Modèles de	<b>78</b>
<b>5.6</b> matériaux.....	<b>78</b>
<b>5.7</b> Conditions aux	<b>79</b>
<b>5.8</b> limites.....	<b>79</b>
<b>5.9</b> États de	<b>80</b>
<b>4.10</b> l'interface.....	<b>81</b>
<b>4.11</b> Modèle d'éléments	<b>82</b>
<b>4.12</b> finis.....	<b>85</b>
<b>4.13</b> Résultats.....	<b>87</b>
...	
Contraintes dans	<b>88</b>

l'implant.....

Contraintes dans la  
barrière.....

Contraintes dans  
l'os.....

Variation de la contrainte équivalente dans l'interface os-  
implant.....

Discussion.....

...

Discussion.....

...

Conclusion  
générale.....

Référence  
bibliographiques.....

# Introduction générale

De nos jours, les nouvelles technologies, quelque soit le domaine, ont amélioré la qualité de vie et le bien-être d'une manière générale. Au niveau de la santé, la durée de vie a elle aussi considérablement augmenté.

Mais, ces évolutions ont également entraîné avec elles plusieurs types de complications, notamment du point de vue médical. En effet, le vieillissement de la population et le changement du mode de vie ont engendré des pathologies supplémentaires (de type dégénératif, occlusif, etc.). De nouvelles problématiques et complications sont également apparues, notamment les traumatismes liés au sport, aux accidents de la route, etc. On parle plus de nos jours de la traumatologie de la route, et ses 5000 blessés par an [1], que des bienfaits liés à l'invention des transports automobiles sur l'activité humaine par exemple.

Toutes ces évolutions ont donc modifié nos modes de vies mais elles ont également entraîné des avancées énormes du point de vue biomécanique et biomédical, avec de nouveaux traitements et équipements disponibles, des études et des essais plus performants, ainsi qu'une meilleure compréhension du fonctionnement du corps humain.

Le monde du vivant est naturellement un sujet d'interrogations en mécanique. La biomécanique permet de proposer, grâce à l'application des lois de la mécanique, des solutions à des problèmes médicaux, biologiques, sportifs, etc. Elle aide à comprendre le fonctionnement d'un organisme, à prévoir les possibles dommages et à proposer des méthodes de remplacements artificiels. Elle contribue aussi à l'accroissement des connaissances sur les systèmes biologiques et à l'innovation de nouveaux systèmes.

Actuellement l'évaluation des contraintes biomécanique est analysée numériquement par la méthode des éléments finis en deux ou trois dimensions. L'avantage de cette méthode est qu'elle permet la détermination du niveau des contraintes et de leurs états en tous points des matériaux. Cette analyse s'applique aux matériaux qu'ils soient à comportement mécanique linéaire ou non linéaire.

L'objectif principal de ce mémoire est l'analyse du comportement biomécanique des implants orthopédiques pour amputation fémorale à partir de simulations numériques des interactions os-implant par la méthode des

éléments finis. Nous visons établir une relation entre les forces appliquées et les contraintes biomécaniques générées dans le but de minimiser ces contraintes à l'os et l'implant. Notre démarche vise le développement un nouveau modèle d'implant avec un amortisseur des chocs, afin de réduire les contraintes biomécaniques osseuses. Pour ceci nous suivons le plan décrit par les cinq chapitres qui constituent ce mémoire :

- Le chapitre 1 propose d'étudier la marche de personnes appareillées du membre inférieur (Appareillage des personnes amputées tibiales ; Appareillage des personnes amputées trans- femorales).
- Le chapitre 2 propose d'étudier la structure, l'anatomie et le comportement de l'os humain ainsi que la biomécanique osseuse.
- Le chapitre 3 sera consacré à la présentation de l'implantologie orthopédique, les types d'implants utilisés, leurs formes et topographies extérieures ainsi que les matériaux biocompatibles validés pour ce domaine, notamment le titane.
- Le chapitre 4 a pour but de modéliser la structure et les différentes composantes du système implantaire afin d'analyser la distribution des contraintes dans ce système en utilisant une simulation numérique 3D basée sur la méthode des éléments finis.
- Le chapitre 5 fourni une analyse entre deux différentes configurations géométriques des systèmes d'implants, de trouver l'effet des matériaux prothétiques sur l'os, de connaître l'influence des amortisseurs sur le transfert des charges à l'os et à l'implant, et de comparer leur comportement biomécanique. Il a été supposé que les paramètres géométriques des deux modèles sont tous identiques sauf la conception de la prothèse, ce qui a donné naissance à notre nouveau modèle d'implant avec amortisseur.

# CHAPITRE I

**Etude Bibliographique de la Marche de  
Personnes Appareillées du Membre  
Inférieur**



## *Etude Bibliographique de la Marche de Personnes Appareillées du Membre Inférieur*

---

### **1.1. Introduction**

L'appareillage des personnes amputées du membre inférieur a pour objectif de restituer les fonctionnalités du membre perdu. L'appareillage et la rééducation associée permettent au patient de retrouver une station debout stable et de contrôler la prothèse afin de pouvoir marcher. Confort, contrôle et esthétique sont les critères visés dans la conception des composants prothétiques.

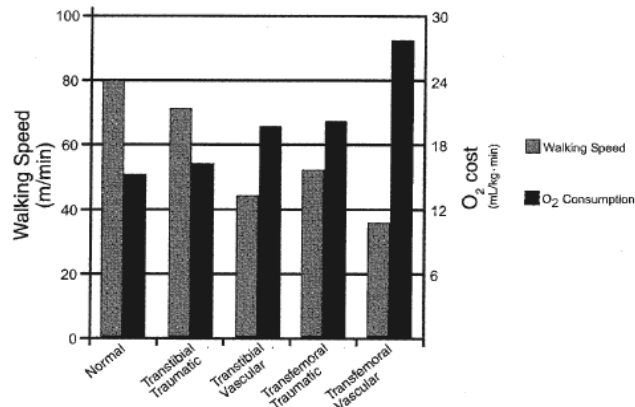
Malgré les progrès réalisés depuis la seconde guerre mondiale, les personnes amputées présentent de nombreuses pathologies induites par l'amputation et le port d'une prothèse.

L'interface entre le moignon et l'emboîture reste une zone sensible et les contraintes appliquées sur le moignon peuvent entraîner des lésions, ces problèmes peuvent limiter le port de la prothèse et donc les activités de la personne appareillée. Les compensations opérées par le membre résiduel et le membre controlatéral peuvent mener à une arthrose plus précoce et à des douleurs au niveau du rachis lombaire.

On distingue les amputations en fonction de leur origine: vasculaire, traumatique, tumorale, congénitale et infectieuse et en fonction du niveau où celle-ci est réalisée. Pour le membre inférieur, celle-ci peut aller de l'amputation d'une partie du pied jusqu'à la désarticulation de hanche. Les deux groupes les plus importants sont les personnes amputées trans-tibiales et les personnes amputées trans-fémorales.

D'une manière générale, les personnes amputées adoptent une vitesse de marche moins rapide et ont tendance à consommer plus d'énergie pour une même vitesse de marche que les sujets sains. Cette augmentation de consommation énergétique dépend de l'étiologie et du niveau d'amputation (Figure 1. 1). A niveau d'amputation équivalent, les personnes amputées pour des raisons vasculaires ont tendance à adopter une vitesse de marche plus

faible que les personnes amputées pour d'autres causes d'amputation notamment traumatique. Les personnes amputées pour des raisons traumatiques peuvent conserver une vitesse de marche normale malgré l'augmentation de l'énergie nécessaire à leur déambulation. De plus, pour une même étiologie, la marche d'une personne amputée trans-fémorale demandera plus d'énergie que la marche d'une personne amputée trans-tibiale [3]



**Figure 1.1 :** Comparaison de la consommation énergétique (O<sub>2</sub>) et de la vitesse de marche naturelle pour différents niveaux et différentes causes d'amputation [3]

## 1.2. Appareillage des personnes amputées tibiales

L'amputation trans-tibiale est le niveau d'amputation du membre inférieur le plus fréquent. Celle-ci est réalisée à différents niveaux de la jambe laissant un moignon plus ou moins long. Le genou est laissé intact, mais les personnes amputées trans-tibiales perdent leur pied, l'articulation de la cheville et de nombreux muscles dont les extenseurs de cheville.

La prothèse associe différents composants. Le premier est l'emboîture qui est réalisée à partir d'un moulage sur le moignon du patient. L'emboîture, éventuellement associée à un manchon, assure l'interface entre le moignon et les autres composants prothétiques. Celle-ci doit permettre de répartir les contraintes liées à l'appui sur la prothèse sur certaines zones et au contraire d'en soulager d'autres moins aptes à être soumises à des sollicitations répétées. L'emboîture doit également permettre au patient de contrôler sa



prothèse. Les mouvements entre l'emboîture et le moignon (pseudarthrose) doivent donc être limités aussi bien au cours de l'appui qu'au cours de la phase oscillante. Les formes de l'emboîture, les techniques de moulages et de rectification ont donc évolué pour répartir les contraintes et s'appuyer sur des zones stratégiques afin d'assurer le maintien de la prothèse.

Un pied prothétique assurant le rôle du pied et de la cheville est alors mis en place. Avant présenter les différents pieds prothétiques existants et émergents, quelques rappels du comportement du pied et de la cheville sont donné.

### 1.2.1. Définition du cycle de marche

Un cycle de marche est défini comme l'intervalle de temps entre deux posés successifs du même talon sur le sol. Celui-ci se décompose en une phase d'appui - comprenant deux phases d'appui bipodal et une phase d'appui unipodal - et une phase oscillante. (Figure1. 2)

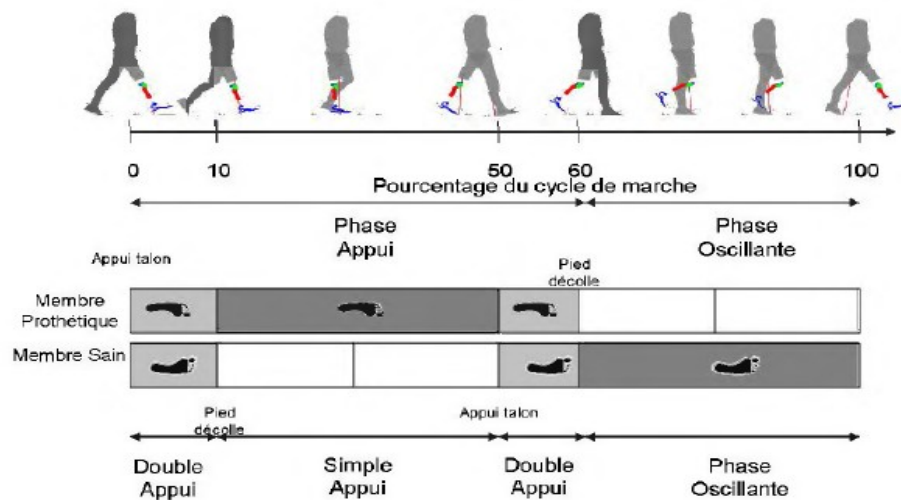


Figure1. 2 : Définition du cycle de marche

### 1.2.2. Fonction du pied et de la cheville saine

Les fonctions du pied et de la cheville au cours de la marche sont très différentes suivant que l'on se trouve en phase d'appui ou en phase oscillante. Au cours de la phase d'appui, le comportement du complexe pied cheville au

cours de la marche a très largement été décrit dans la littérature autour de trois ou quatre roulements successifs sur le sol [4]

A l'attaque du talon (0% du cycle de marche), le complexe pied cheville (articulations, os, systèmes ligamentaires et musculaires) permet d'absorber le choc à l'attaque du pas sur le sol. Jusqu'à ce que le pied soit en contact sur le sol, les muscles fléchisseurs de la cheville freinent la mise à plat du pied sur le sol.



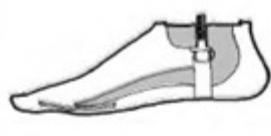

Une fois le pied à plat, l'angle du tibia par rapport à la verticale évolue de sorte que la cheville passe d'une position en flexion plantaire à une flexion dorsale. Celle-ci rejoint une position neutre<sup>1</sup>, à la fin de la période de double appui, puis atteint une dizaine de degré de flexion dorsale à la fin de la phase d'appui unipodal. La rotation s'effectue principalement autour de l'articulation de cheville. Cette progression est contrôlée par les muscles extenseurs.

Vers 45% du cycle, le talon décolle, la rotation dans le plan sagittal du pied s'effectue alors autour des articulations métatarso-phalangiennes, et le membre opposé reprend contact avec le sol. Au cours du second double appui, la cheville va rapidement repasser en flexion plantaire libérant une énergie importante permettant de transférer le centre de gravité sur le membre opposé grâce à l'action des muscles extenseurs de cheville.

Au cours de la phase oscillante, le pied est principalement contrôlé en position permettant d'assurer aux orteils une hauteur de passage suffisante au dessus du sol et la remise en position du pied avant la reprise de l'appui.

### 1.2.3. Pieds prothétiques / ensembles pieds chevillent.

Le tableau suivant présente les principales conceptions de pieds prothétiques aujourd'hui utilisés

Pieds (conventionnels)		Pieds à restitution d'énergie	
Pied SACH	Pied Articulé	Lame de pied flexible	Lame de pied et tibia flexible
			

		Seattle foot ®	Flex foot®
--	--	----------------	------------

**Figure1. 3: Pieds prothétiques "conventionnels" et "à restitution d'énergie"**

Le pied SACH (Solid Ankle-Cushion Heel) est le pied le plus simple et le plus utilisé dans le monde pour des raisons de coût et de durabilité. Ce pied a été développé par l'université de Berkeley, Californie. Il est constitué d'une âme en bois rigide constituant la cheville et le média-pied. Un coin talonnier en mousse plus ou moins souple permet d'amortir l'attaque du pas et la rotation du tibia est rendue possible par la déformation de la mousse simulant la mobilité des articulations métatarso-phalangiennes. Ce pied ne possède donc pas d'articulation de cheville, mais l'écrasement de la mousse du talon, permet d'augmenter la surface de contact entre le pied et le sol.

Le second type de pied prothétique est le pied articulé uni-axial ou multi-axial. L'articulation de la cheville est alors représentée par une articulation mécanique (uni ou multi axiale) dont la mobilité est limitée par une ou plusieurs butées en élastomère. Ce type de pied permet une adaptation aux inclinaisons du terrain, et une mise à plat du pied sur le sol plus rapide que pour le pied SACH. Par contre, la cheville articulée entraîne une augmentation de poids et de maintenance (usure des butées). Des difficultés de contrôle de l'articulation de la cheville ont été rapportées dues à cette articulation sans possibilité de retours proprioceptifs [5]

En 1981, le Seattle Foot® est le premier pied considéré comme pied à restitution d'énergie. Ce pied incorpore une âme flexible dans une mousse de poly-uréthane. Ce type de pied restitue une partie de l'énergie emmagasinée (due à la déformation de l'âme) au cours de la phase d'appui sur l'avant pied.

En 1987, le Flex Foot®, est un pied constitué à 100% de fibres de carbone, il diffère des autres pieds existants à l'époque par le fait que l'ensemble de la structure du pied est déformable et peut potentiellement emmagasiner de l'énergie. La déformation de la structure permet une mobilité importante du tibia par rapport au pied et au sol. Cette mobilité peut être plus importante que

certains pieds articulés. La raideur du pied peut offrir une meilleure sensation de contrôle.

Il existe aujourd'hui une grande variété de pieds prothétiques, à restitution d'énergie, associant ou non une articulation de cheville. Certains designs associent fibres de carbone, fibres de verre (DynaC®} et élastomères (Talux foot ®}, d'autres designs incorporent des amortisseurs de chocs verticaux (Re Flex VSP®} ou des amortisseurs de torsion.



Figure 1.4: Pieds prothétiques à "restitution d'énergie" avec ou sans amortisseurs

Enfin, une nouvelle catégorie de pieds dits« motorisés» émerge. Le Proprio Foot® est aujourd'hui le seul pied motorisé disponible sur le marché français. Cet ensemble pied cheville permet un contrôle positionnel du pied par rapport au tibia au cours de la phase oscillante, permettant un passage plus facile du pied au dessus du sol. Des adaptations aux pentes et aux escaliers sont également rendues possibles en modifiant la position du pied pour l'appui suivant en fonction de la situation de marche rencontrée. Des algorithmes de reconnaissance du terrain ont donc été développés pour ce pied.

Proprio foot®	Pied du MIT (BERNIKER au et al 2008)
---------------	--------------------------------------



Figure 1.5 : Pieds prothétiques motorisés.

L'énergie restituée par un pied à restitution d'énergie est plus faible que celle apportée par les muscles d'une cheville saine au cours de la marche. Plusieurs équipes de recherche tentent actuellement de reproduire le caractère propulsif du pied et de la cheville saine. Des systèmes pneumatiques, électriques (etc, ...) tentent de remplacer l'action des muscles. Ces systèmes sont contrôlés soit à partir de capteurs incorporés sur le pied prothétique, sur la jambe opposée, ou à partir de signaux EMG mesurés sur le membre résiduel.

#### **1.2.4. Analyse de la marche des personnes amputées tibiales :**

De très nombreux auteurs se sont intéressés à l'analyse de la marche de personnes amputées trans-tibiales. Le port d'une prothèse entraîne une marche asymétrique. Le temps d'appui et les efforts produits par le membre controlatéral augmentent. Une marche asymétrique entraîne des troubles au niveau de la colonne vertébrale et peut être à l'origine d'une augmentation de la consommation énergétique. Cependant, d'après Winter [6] la personne amputée doit s'adapter à sa prothèse pour retrouver une marche optimale qui ne sera pas forcément symétrique en raison des limitations engendrées par sa prothèse.

##### **1.2.4.1. Complexe pied cheville prothétique**

Le comportement du pied prothétique au cours de la marche de sujets appareillés dépend tout d'abord de sa conception. A l'attaque du pas, les pieds prothétiques permettent d'absorber le choc initial par des mousses (SACH), par une flexion plantaire importante (pied articulé), ou par la déformation d'une lame en composite. Le retour du tibia à la verticale serait plus long pour les sujets trans-tibiaux, provoquant un temps d'appui exagéré sur le talon [7].

Au cours de l'appui unipodal, la rotation du tibia par rapport au sol se fait différemment suivant le type de pied. Pour un pied SACH, la déformation du pied ne se produit qu'au niveau de l'avant de l'âme en bois, provoquant une élévation du talon prématurée et exagérée.

Pour les autres pieds, le décollement du talon sera d'autant plus tardif que la raideur en flexion de la cheville sera faible. La flexion engendrée par la rotation du tibia permet de déformer les lames des pieds prothétiques déformables permettant d'emmagasiner de l'énergie dans ceux-ci. Cette énergie est restituée lors de la décharge du pied prothétique au cours du deuxième double appui. La part d'énergie restituée dépend principalement des matériaux composant ceux-ci selon qu'ils sont amortissant ou non.

Une fois le pied revenu à sa position initiale, l'ensemble des pieds prothétiques passifs ne présentent pas de mobilité en phase oscillante, tandis que les pieds actifs, comme par exemple le Proprio Foot<sup>®</sup> aident au passage du pas en fléchissant la cheville avant de la remettre en position neutre à la fin de la phase oscillante.

#### **1.2.4.2. Compensations du membre résiduel**

La plupart des auteurs ont observé chez les sujets amputés tibiaux une flexion du genou en phase d'appui diminuée de moitié par rapport à celle mesurée chez les sujets sains. Le couple externe de flexion s'appliquant sur le genou est diminué alors que les signaux EMG du quadriceps sont égaux ou plus importants en intensité et montrent une activité prolongée [8]. Cette activité musculaire laisse supposer que cette diminution de flexion du genou est une activité volontaire. Cette stratégie s'accompagne d'une augmentation du travail de la hanche (Intégration de la courbe de puissance articulaire de la hanche) pendant toute la première moitié de la phase d'appui [9].

Cette stratégie permettrait de propulser de manière précoce le centre de gravité afin de pallier au manque de propulsion du pied prothétique. Le membre inférieur au cours de la phase d'appui reste plus proche de la verticale ce qui permettrait de limiter les couples de flexion transmis par l'empoignée au moignon.

### 1.2.4.3. Compensations du membre controlatéral

La personne amputée passe plus de temps en appui sur son membre controlatéral (66%) que sur son membre appareillé (63%). La phase oscillante du membre controlatéral est donc plus courte afin de permettre de maintenir la vitesse de marche.

Le transfert sur le membre controlatéral s'accompagne d'une augmentation de la composante verticale de l'effort appliqué sur le sol (130% contre 110%). Cette augmentation peut être causée par une élévation du talon prothétique plus précoce entraînant une modification de l'accélération du centre de gravité du corps lors de la reprise d'appui sur le membre controlatéral. Cette augmentation de l'effort vertical induit une augmentation des couples articulaires au niveau du genou et de la hanche du membre controlatéral [10. 11]. La flexion du genou controlatéral en phase d'appui, principale source de dissipation du choc à l'attaque du pas selon Perry (Perry 2003), augmente à vitesse de marche égale.

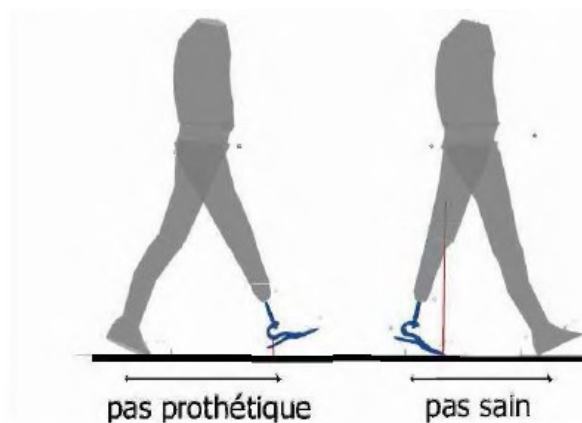


Figure 1. 6: Longueurs de "pas sain" et de "pas prothétique"

Le pas sain (ou pas controlatéral) est plus court que le pas prothétique (Figure 1.6). Ceci est toujours lié au manque de rotation du tibia prothétique en fin d'appui. La personne amputée a donc tendance à allonger son pas prothétique

entraînant une augmentation de la dorsiflexion de la cheville controlatérale en fin d'appui.

Cette asymétrie entre les deux membres se retrouve au niveau musculaire avec une hypertrophie des muscles du membre controlatéral et une atrophie de certains muscles résiduels [12].

#### **1.2.4.4. Influence de l'alignement**

L'alignement de la prothèse correspond à la position relative linéaire et angulaire de la prothèse par rapport au membre résiduel. L'alignement est effectué en deux étapes. Celui-ci est d'abord réalisé en position statique afin de respecter certains principes et les règles de montage imposées par les fabricants. Puis celui-ci est modifié (alignement dynamique) lors de tests de marche. L'alignement est guidé par le ressenti du patient et l'expertise de l'orthoprothésiste afin d'atteindre un alignement « optima 1 » pour le patient en terme de confort et d'efficacité.

Plusieurs auteurs se sont intéressés à l'influence de l'alignement, en évaluant les conséquences liées à des déviations imposées par rapport à cet alignement optimal.

Pinzur a montré qu'une modification de l'alignement angulaire dans le plan frontal et sagittal entraîne des modifications sur le temps d'appui et l'effort appliqué par le membre controlatéral suggérant qu'une modification de l'alignement entraîne une augmentation des compensations du membre controlatéral [13].

Enfin Grumillier et Beyaert se sont intéressés aux conséquences d'une modification de l'alignement angulaire dans le plan transverse. Ils ont constaté que cette modification entraîne une perception d'inconfort. Celle-ci est liée à une modification des variables cinétiques du membre controlatéral sans modification sur le genou résiduel. Ces résultats suggèrent que la stratégie adoptée vise à protéger le membre prothétique en augmentant les compensations du membre controlatéral [14.15].

#### **1.2.4.5. Pieds à restitution d'énergie versus pieds conventionnels**



Depuis le début de leur utilisation, les pieds prothétiques à restitution d'énergie ont fait l'objet d'un vif intérêt. On trouve donc dans la littérature de nombreuses études et plusieurs revues de littérature faisant le bilan des apports de ce type de pieds prothétiques par rapport aux pieds dits conventionnels.

- Restitution d'énergie

Par dynamique inverse, il est possible de calculer, la puissance articulaire de la cheville. La déformation du pied prothétique est alors reportée au niveau de la liaison entre les deux solides rigides pieds et tibia.

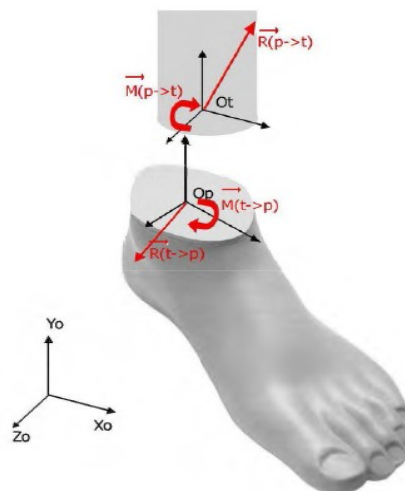


Figure 1.7 : Puissance interne de l'articulation de la cheville

Notant  $\int_{Op} \begin{matrix} \vec{R}(T \rightarrow P) \\ \vec{M}(T \rightarrow P) \end{matrix}$

le torseur OP des actions exercées par le tibia sur le pied  $\vec{\Omega}$  (Tibia / pied) la vitesse angulaire du tibia par rapport au pied et  $\vec{V}(O \in \text{Tibia} / \text{pied})$  la vitesse du point O centre de la cheville appartenant au tibia par rapport au pied.  $M(P \rightarrow T)$  est obtenu par dynamique inverse :

$$P_{int} = \vec{M}(P \rightarrow T) \cdot \vec{\Omega} (\text{Tibia/pied}) + \vec{R}(P \rightarrow T) \cdot \vec{V} (O \in \text{Tibia/Pied})$$

Gitter [9. 16] n'ont considéré que le terme de rotation dans le calcul de la puissance. Les résultats sont donc fortement liés à la segmentation choisie et à la détermination du centre de la cheville où est calculé le couple articulaire. Prince (Prince, Winter et al. 1994) a pris en compte les termes de translations considérant que les deux solides constituant le pied et le tibia ne sont pas articulés autour d'un point fixe. Cependant, cette méthode plus complète est également plus sensible aux bruits de mesures du fait de la prise en compte du terme  $V$  ( $O \in tibia / pied$ ).

Le pourcentage d'énergie restituée peut donc se faire en faisant le ratio entre ces aires. Le tableau (1.1) suivant présente les résultats obtenus pour trois pieds identiques par différents auteurs.

		(ehara ,b eppu e al 1993)	(giter, crerniec ki et al 1991)	(prince, winter et al.1994)		
				total	talon	Avant pied
Nombre de sujets		1	5	1		
Pied	Méthode	(B+D)/ (A+C)		(B+D)/ (A+C)	B/A	D/C
	%restitution					
SAC H	Emmagasiné e (W/Kg)	0.19	0.11	0.10	0.06	0.03
	Restituée (W/Kg)	0.03	0.04	0.05	0.03	0.02
	%restitution	16	39	48	39	65

Seattle foot ®	Emmagasiné e (W/Kg)	0.17	0.15	0.11	0.07	0.04
	Restituée (W/Kg)	0.02	0.11	0.05	0.02	0.03
	%restitution	14	71	47	36	63
Flex foot ®	Emmagasiné e (W/Kg)	0.25	0.29	0.19	0.09	0.10
	Restituée (W/Kg)	0.12	0.26	0.11	0.02	0.09
	%restitution	48	89	59	24	88

Tableau 1. 1 : Comparaison de l'énergie emmagasinée et restituée par trois pieds prothétiques selon trois auteurs de la littérature

On observe que suivant les auteurs les valeurs sont différentes, et que le classement des pieds selon leur pourcentage de restitution serait différent. Ces différences peuvent être liées à la méthode de mesure (choix des repères), aux hypothèses faites (prise en compte ou non des termes de translation), au choix des phases sur lesquelles l'intégration est réalisée et au très faible nombre de patient (1 pour deux études [16; 17] 5 pour 1 étude [9]).

En plus de ces limites, le patient peut adapter sa marche afin d'emmagasiner plus ou moins d'énergie dans le pied prothétique ce qui a forcément des répercussions sur les résultats sans que l'on puisse savoir si cette adaptation demande au patient un apport d'énergie supplémentaire.

- Vitesse de marche et longueur de pas

La vitesse de marche spontanément choisie est proche de la vitesse minimisant le rapport entre consommation d'oxygène et distance parcourue [18]. Les amputés tibiaux ont tendance à marcher moins vite et à consommer plus d'oxygène. La vitesse de marche de confort ou spontanément choisie par le sujet est donc une variable intéressante pour évaluer l'apport des pieds à restitution par rapport aux pieds conventionnels.

De nombreuses études ont donc évalué ce paramètre pour des groupes de patients comprenant entre 1 et 10 sujets. L'augmentation de vitesse est comprise entre 0% [19] et 13% [20]. Cependant sur les 17 études répertoriées par Hofstad, seulement 2 études concluent à une augmentation significative de la vitesse de marche [21].

La distance parcourue par cycle de marche avec un pied à restitution d'énergie a tendance à augmenter sans que la différence soit significative. Cependant, cette augmentation améliore ou détériore l'asymétrie entre le pas sain et le pas prothétique selon les auteurs [22]. Les pieds à restitution d'énergie permettraient une dorsiflexion de la cheville plus importante.

Cependant, selon Perry [7], une différence significative statistiquement sur la longueur de pas ne pourrait être obtenue qu'avec un groupe de 25 sujets.

- Efforts au sol

L'utilisation d'un pied prothétique à restitution d'énergie permet de diminuer la composante verticale de l'effort supporté au début d'appui par le membre controlatéral [20]. Cette diminution serait liée à une augmentation de la propulsion résultant de l'énergie libérée par le pied prothétique, cependant cette différence ne semble pas être significative [22]. La trajectoire du centre de pression au cours de l'appui est également modifiée par le type de pied utilisé. Avec un pied SACH, le centre de pression passe rapidement du talon à la zone métatarso-phalangienne. Celui-ci a tendance à évoluer de manière plus naturelle avec un pied dont la raideur est plus faible [7].

- Consommation énergétique

Améliorer la consommation énergétique des patients amputés était clairement le but recherché lors du développement des pieds prothétiques à restitution d'énergie. Cependant Hafner rapporte que seulement 3 des 9 études existantes observent une diminution de la consommation d'oxygène par kilogramme et par mètre parcouru avec des pieds à restitution d'énergie. Ces études sont limitées par le faible nombre de sujets présentant parfois des étiologies différentes rendant l'interprétation des résultats difficiles. Les différences entre pieds à restitution d'énergie et pieds conventionnels auraient tendance à augmenter lorsque la vitesse de marche augmente [22].

- Préférence des utilisateurs

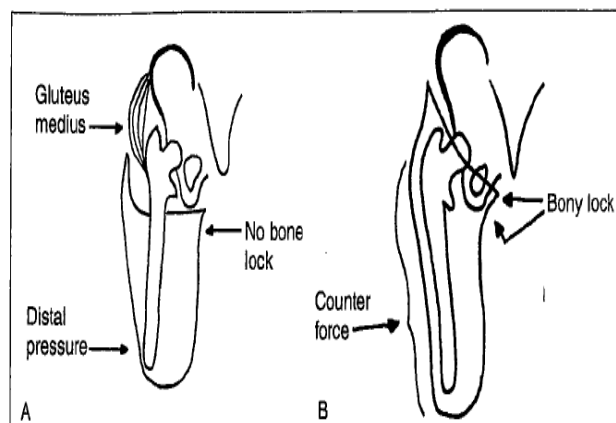
La préférence des utilisateurs est également un paramètre qui a largement été rapporté dans la littérature [22]. Celle-ci conclut généralement à une préférence pour les pieds à restitution d'énergie. Cependant ce paramètre subjectif, difficilement quantifiable, a rarement été évalué en aveugle (sans que le patient sache quel pied il utilise), et la seule étude [23] cachant au patient le pied utilisé a conclu à une différence non significative.

### 1.3. Appareillage des personnes amputées trans-fémorales

#### 1.3.1. Emboîture et ostéointégration

L'amputation trans-fémorale entraîne non seulement la suppression du genou mais également d'une partie importante des muscles de la hanche. La perte d'une partie des adducteurs de hanche implique des difficultés pour maintenir le fémur résiduel dans une position anatomique favorisant le fonctionnement des muscles restants [24].

Les emboîtures peuvent être maintenues sur le moignon soit grâce à des ceintures ou des bretelles ou en créant un vide d'air entre le moignon et l'emboîture. Plusieurs formes ont été développées dont l'emboîture quadrangulaire créant un serrage du moignon selon l'axe antéro postérieur et l'emboîture à ischion intégré présenté par Sabolich [25] pour verrouiller le fémur dans le plan frontal.



**Figure1. 8:** Vue antérieure d'une emboîture de type quadrangulaire A et à ischion intégré B [26].

Certains amputés fémoraux ont un moignon trop court pour permettre l'utilisation quotidienne d'une emboîture. Branemark [27] a récemment développé une opération chirurgicale visant à fixer la prothèse directement sur

le fémur. Cette technique dite d'ostéointégration permet au patient d'éviter les contraintes liées à l'emboîture, et permet d'appareiller des patients qui n'étaient pas appareillables avec une emboîture. Cependant, cette opération chirurgicale est lourde, et le temps de rééducation important. **La** conception de l'implant, et les efforts qui sont appliqués sur celui-ci font l'objet de recherches [28; 29]. afin d'éviter les défaillances de l'implant et de suivre la qualité de l'ostéointégration à long terme.



**Figure 1.9: Moignon fémoral ostéointégré [27].**

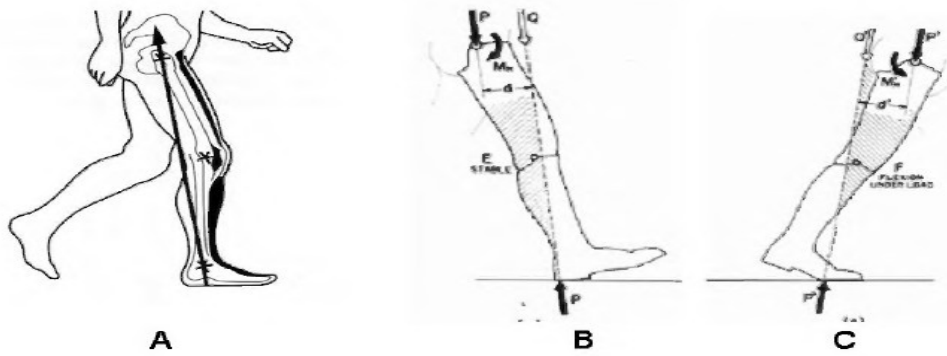
### **1.3.2. Genoux prothétiques**

#### **1.3.2.1. Genoux prothétiques existants**

Le genou prothétique doit assurer au cours de la marche deux fonctions principales :

- Stabilité en phase d'appui
- Mobilité contrôlée en phase oscillante

Les concepts de stabilité du genou prothétique en phase d'appui ont été décrits par Radcliffe [30].



**Figure 1.10:** Comportement du genou en phase d'appui. A) Stabilisation du genou par les muscles [4] B) et C) contrôle du genou prothétique par la hanche [30].

Au début de l'appui unipodal, la force de réaction du sol exerce chez le sujet sain un couple de flexion sur le genou. La flexion du genou est alors contrôlée par les muscles extenseurs du genou (Figure 1.10A). La personne amputée trans-fémorale peut annuler le moment de flexion externe appliqué sur le genou par un moment d'extension de hanche (Figure 1.10B). La stabilité du genou, peut être augmentée en reculant l'axe de flexion du genou prothétique par rapport à la force de réaction du sol

Au moment de l'initiation de la phase oscillante, la flexion du genou ne peut être obtenue que si un couple externe de flexion est appliqué sur le genou, celui-ci est obtenu en créant un couple de flexion de hanche (Figure 1.10 C). Ainsi lorsque l'axe du genou prothétique est postériorisé afin d'augmenter la stabilité au début de l'appui, le couple de flexion de hanche nécessaire à l'initiation de la flexion du genou est augmenté.

- Stabilité en phase d'appui

La stabilité du genou en phase d'appui peut être obtenue soit en verrouillant l'articulation soit en limitant sa flexion. Le verrouillage de l'articulation peut être obtenu à partir d'un blocage mécanique (genou à verrou), d'un frein (genou à frein ou genou à mâchoire) ou par un verrouillage géométrique (genou polycentrique).

Le blocage mécanique de l'articulation peut être désactivé manuellement par le patient afin de permettre la position assise. Même si cette solution ne permet pas de flexion du genou en phase oscillante, cette solution est la plus

sûre notamment pour une population gériatrique ayant un périmètre de marche très limité [31].

Le déverrouillage du genou en phase d'appui peut être évité à partir d'une mâchoire bloquant l'axe de flexion du genou en exerçant un couple de résistance à la flexion. Cette mâchoire est activée à partir d'un certain seuil d'effort appliqué sur le genou et se désactive lorsque l'effort repasse en dessous d'un certain seuil. Le réglage de ces deux seuils doit permettre une sécurité en début d'appui tout en permettant de libérer le genou prothétique en phase pré-oscillante. Ce type de frein est moins « sûr » qu'un genou verrouillé et peut également poser des problèmes pour le transfert de la position debout à assise demandant au patient de décharger totalement sa prothèse afin de pouvoir s'asseoir.

Les concepts de stabilité du genou présentés par Radcliffe ont notamment permis l'émergence de genoux polycentriques pour lesquels la position du centre instantané de rotation en extension complète est postérieure et proximale. La position postérieure permet de minimiser le couple nécessaire à la hanche pour maintenir un couple d'extension par rapport au centre instantané de rotation. La position proximale de centre de rotation permet de pouvoir inverser ce couple au moment de la phase pré-oscillante (Figure 1.11). Le fonctionnement de ce type de genou est directement lié à l'arrangement géométrique définissant la trajectoire du centre instantané de rotation du genou.

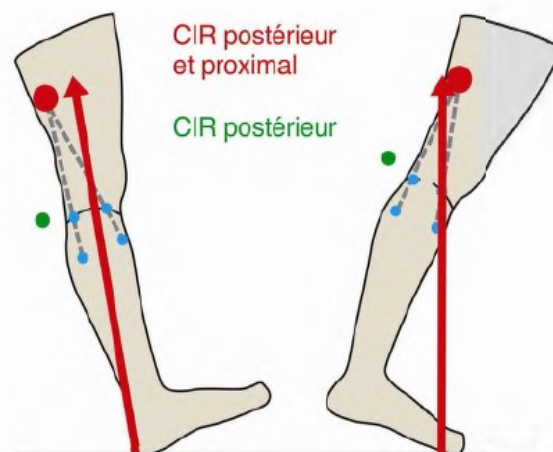




Figure 1.11: Positionnement du centre instantané de rotation d'un système polycentrique

Certains genoux autorisent une flexion en phase d'appui limitée par la compression d'un ressort ou d'une butée élastique. Les solutions existantes utilisent généralement deux axes de rotations différents. L'axe de rotation permettant la flexion en phase d'appui est généralement plus antérieur que l'axe de flexion utilisé pour la phase oscillante. Sur certains genoux polycentriques, la flexion autour de l'axe antérieur modifie la position du centre instantané de rotation du système polycentrique [32].

L'ensemble de ces systèmes ne permet pas une flexion en phase d'appui unipodal suffisante pour permettre la descente d'un escalier en pas alterné ou la descente d'une pente sans provoquer de grandes adaptations du membre controlatéral. Cette flexion du genou peut être autorisée si celle-ci est freinée par un système hydraulique ou magnéto-rhéologique.

Le tableau suivant présente l'amplitude de flexion du genou au cours de la phase d'appui unipodale de la marche de sujets appareillés avec des genoux prothétiques intégrant un contrôle de la flexion en phase d'appui.

	(blumentritt 1997)	(blumentritt 1998)	(johansson,sherril et al 2005)	(segal orendurff et al 2006)	(kaufman, levine et al 2007)	(lee and hong 200g)
Type genou	Polycentrique hydraulique (3R60®)	Axe simple hydraulique (3R60®)	C-leg® <sup>2</sup> , Rho® <sup>3</sup> , SNS4	C-leg®	C-leg®	Polycentrique hydraulique (prototyp e)
N sujets		<b>7</b>	<b>8</b>	<b>8</b>	<b>15</b>	<b>5</b>
Amplitude de de	<b>Non renseigné</b>	<b>2-8</b>	<b>pas de flexion</b>	<b>pas de de</b>	<b>1.5</b>	<b>8</b>

flexion en phase d'appui	<b>ée</b>			<b>flexio n</b>		
-----------------------------------	-----------	--	--	---------------------	--	--

**Tableau 1.2 :** Synthèse des études s'intéressant à la flexion du genou lors de la phase d'appui unipodal lors de la marche à plat

Au cours de la marche, la flexion du genou prothétique en phase d'appui unipodal est comprise entre 0 et 8° [33. 34]. Cette flexion reste donc au maximum deux fois plus faible que la flexion observée chez les sujets asymptomatiques. La variabilité observée peut en partie être expliquée par l'alignement antéropostérieur de l'axe de flexion extension du genou.

Cette flexion peut également être mal perçue par un sujet appareillé auparavant avec un genou conventionnel, dans le sens où celui-ci devait maintenir son genou en extension afin d'éviter la chute.

- Mobilité en phase oscillante

Au cours de la phase oscillante, le pied passe à quelques centimètres au dessus du sol. Ce passage est très lié à l'amplitude et au timing de la flexion du genou. Cette flexion du genou doit être contrôlée afin de ne pas provoquer d'élévation excessive du talon. Sans contrôle de la phase oscillante, la flexion du genou prothétique et son retour en extension ne seraient liés qu'à son inertie et à la gravité alors que chez le sujet sain le système musculaire permet de contrôler cette cinématique. En l'absence de contrôle ce retour en extension serait trop lent à vitesse lente et serait atteint trop tard à vitesse de marche élevée. Enfin, le contrôle de la phase oscillante doit permettre de limiter l'impact terminal lors du retour terminal du genou en extension.

La plupart des genoux prothétiques incorporent un rappel élastique à l'extension. La flexion et l'extension peuvent être limitées par frottement sur l'axe de flexion ou freinées par un système pneumatique ou hydraulique (voire magnéto rhéologique).

Les systèmes pneumatiques freinent la flexion du genou en comprimant un volume d'air et en laissant un débit de fuite. Le couple de freinage associé à la compression de l'air dépend de la vitesse de compression et donc à la vitesse de marche. Cependant les systèmes existants n'offrent pas une résistance suffisante pour correspondre à une grande plage de vitesses différentes.

Les systèmes hydrauliques et magnéto rhéologiques permettent également de générer un couple de résistance au mouvement proportionnellement à la vitesse. Même pour des conceptions plus compactes ils permettent de répondre à des plages de vitesses plus importantes. La maintenance de ces systèmes est néanmoins plus importante, et la viscosité des fluides utilisés dépend de la température.

- Asservissement par microprocesseurs

Les couples de freinage associés aux systèmes pneumatiques ne permettant pas de répondre aux vitesses de marche élevées, les premiers genoux à microprocesseurs ont donc intégré des systèmes pneumatiques asservis par microprocesseur. En mesurant la vitesse de flexion du genou, le débit de fuite d'air est modifié afin de répondre à la vitesse de marche du patient.

Certains genoux hydrauliques sont également asservis par microprocesseur, c'est le cas du C-leg®. Mais le principal intérêt du C-leg® réside dans sa gestion de la phase d'appui et de la phase oscillante par microprocesseur. En mesurant le couple au niveau de la cheville et l'angle du genou à chaque instant, le microprocesseur est capable de déterminer dans quelle portion du cycle de marche le patient se trouve. Le prothésiste peut alors programmer le système hydraulique du genou pour répondre différemment aux différentes phases du cycle de marche.

En 2006 a été introduit le premier genou motorisé. Ce genou permet notamment d'assister la personne appareillée dans les montées de pente et d'escaliers (35).

### **1.3.2.2. Apport des genoux à microprocesseur**

Le tableau (1.3) suivant récapitule les études utilisant l'analyse de la marche pour comparer des genoux incorporant un microprocesseur à des genoux sans microprocesseur.

Auteur année	Participants	Type d'études	Genoux utilisés	Mesures effectuées	Résultats
(Kaufman et al. 2007)	15 sujets étiologies différentes	Randomisé e non aveugle marche a vitesse de confort	C-leg® Mauch® SNS	Angle de flexion et couple de flexion du genou prothétique en phase d'appui unipodal	Angle de flexion en phase d'appui unipodal (1+/-4) pol le c-leg®
(segal et al. 2006)	Vétérans américains	Randomisé e non aveugle marche a vitesse de confort	C-leg®	Ensemble des variables issus de l'analyse de la marche	Vitesse de confort plus élevée pour C-leg® longueur de plus symétrique pour le C-leg®
	8/12recrutés		Mauch® SNS		Diminution de l'effort coté prothèse pour le C-leg® dans moins symétrique Pas de différence sur les couples dans le plan frontal el sagittal pour le membre controlatéral

					Pas de différence au niveau de la courbe de puissance de la hanche résiduelle dans le plan sagittal
(Johansson, Sherril et al 2005)	8 sujets (non vasculaires)	Randomisé et non aveugle marche à vitesse de confort	C leg®	Ensemble des variables issues de l'analyse de la marche	Pas de différence au niveau des vitesses de marche et des longueurs de pas
			Rhéo®		Durée du pas prothétique plus long avec le Rhéo®
					Pas de différence concernant les variables du côté sain SNS → augmentation du travail en extension de la hanche en phase d'appui et en phase oscillante
			SNS	Travail ; intégration des courbes puissances articulaires	C leg® a une vitesse de flexion moins importante que le genou SNS Couple d'extension plus important pour le genou SNS par rapport au Rhéo® et le C-leg®

**Tableau 1.3** : Synthèse des études d'analyse de la marche comparant les genoux conventionnels aux genoux à microprocesseurs

Les études comparant genou à microprocesseur vs genou sans microprocesseur s'accordent à dire qu'on n'observe pas de modification sur le membre controlatéral.

Concernant la hanche résiduelle, les résultats sont contradictoires. Segal [36] ne trouvent pas de différences tandis que Johansson [34] rapporte que le travail de la hanche (intégrale de la courbe de puissance) est moins important lors de l'utilisation du genou à microprocesseur. Ces différences entre auteurs peuvent notamment s'expliquer par le faible nombre de sujets inclus dans ces études.

Au cours de la phase d'appui d'un sujet sain, on observe une flexion du genou et un couple d'extension du genou afin de contrôler cette flexion. L'un des apports des genoux modernes est que ce couple d'extension (ou de résistance à la flexion) peut être reproduit par des systèmes hydrauliques ou magnéto rhéologiques permettant une flexion contrôlée du genou en phase d'appui. Cependant, peu d'auteurs rapportent une flexion du genou non négligeable en phase d'appui. Ceci peut s'expliquer par le fait que pour la personne amputée, une flexion du genou en phase d'appui est liée à un déverrouillage du genou et donc à la chute.

Le tableau (1.4) suivant synthétise les études comparant la consommation énergétique de la marche de patients utilisant des genoux à microprocesseurs et genoux sans microprocesseurs.

Auteur	participants	méthodologie	Genoux1 utilisés Genou1/genou2	Résultats consommation énergétique du genou1/genou2
(Kaufman, levine et al, 2008)	15 TF étiologies différentes	Non randomisée non aveugle	C-leg®/SNS	Diminution de 2.3% non significative
(Seymour, Engbretson et al 2007)	10 TF actif étiologies différentes	Non randomisée non aveugle	C-leg®/SNS	Diminution de 6% a vitesse de normale et de 3% a vitesse rapide
(Chin, machida et al 2006)	4 TF d'origine traumatique	Non randomisée non aveugle	IP <sup>5</sup> ®/Cleg®	Pas de différences significatives
(Orenduff, segalet al 2006)	8 TF	Randomisé e non aveugle	C-leg®/SNS	Légère diminution de consommation de VO <sub>2</sub> non significative, mais vitesse de marche plus importante pour le c-leg → meilleur efficacité pour le c-leg.
(Datta, Heller et al 2005)	10 TF actif étiologies différentes	Non randomisée non aveugle	IP <sup>5</sup> ®/ pneumatique	Pas de différence a vitesse de marche normale. Diminution en vitesse lente.
(Schmalz, Blumentritt et al 2002)	06 actif TF	Randomisé e non aveugle	C-leg®/3C1®	Diminution de 6 à 7% en marche lente et moyennes, mais pas de différences à vitesse rapide

(Buckley, Spence et al 1997)	3 TF actif d'origine non vasculaire	Non randomisée non aveugle	IP <sup>5</sup> ®/ pneumatique	Diminution de 5.6 à 9% en marche lente et rapide Diminution de 41% pendant les périodes de changement de vitesses.
------------------------------	-------------------------------------	----------------------------	--------------------------------	---

**Tableau 1.4:** Synthèse des études de consommation énergétique comparant des genoux à microprocesseurs et des genoux conventionnels {TF : Sujets amputés Trans-Fémoraux

L'apport des genoux prothétiques à microprocesseur sur la consommation d'oxygène a été évalué par différents auteurs. La consommation énergétique dépend à la fois de l'étiologie et du niveau d'amputation. Les auteurs présentés dans le tableau ont évalué la consommation d'oxygène des sujets appareillés avec un genou puis l'autre. Ces études peuvent donc calculer la diminution relative de la consommation d'oxygène sur leur groupe de sujets.

A vitesse de marche de confort, l'utilisation d'un genou à microprocesseur permet une diminution de consommation de O<sub>2</sub> comprise entre 3 et 7%. Cette diminution évolue en fonction de la vitesse de marche, mais l'évolution de cette différence est variable selon les auteurs.

Deux auteurs se sont intéressés à la comparaison de différents genoux à microprocesseur et n'ont pas mis en évidence de différences entre les différents genoux.

### 1.3.3. Pied cheville

Les pieds prothétiques utilisés pour les sujets amputés trans-fémoraux sont globalement les mêmes - que pour les sujets amputés trans-tibiaux. Plusieurs auteurs se sont intéressés à l'influence des pieds prothétiques que ce soit par l'analyse de marche [37.38.39] ou en évaluant l'impact sur la consommation d'oxygène [37.39]. Comme les études portant sur les sujets amputés trans-tibiaux, les résultats tendent vers une diminution de la consommation d'oxygène, mais la signification tant sur le plan clinique que statistique est difficile à évaluer en raison du faible nombre des groupes de sujets testés.



### **1.3.4. Compensations des membres résiduels**

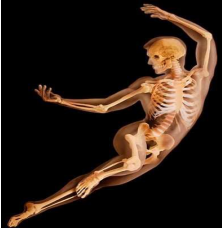
Malgré les progrès réalisés dans la prise en charge des sujets amputés transfémoraux, les limites des composants actuels entraînent toujours une marche asymétrique et des compensations du membre controlatéral et des segments sus-jacents à l'amputation. Le membre controlatéral présente des amplitudes et des couples articulaires augmentés par rapport aux sujets asymptomatiques [38. 40].

La hanche résiduelle commence son extension dès le début de la mise en charge du membre prothétique permettant le verrouillage en extension du genou prothétique. Puis lors de la mise en charge du membre controlatéral (50% du cycle de marche), l'extension de la hanche entraîne la flexion du genou prothétique jusqu'à 80% du cycle de marche. Cette position est alors maintenue afin de permettre le retour en extension du genou.

Jaegers [41] s'est intéressé à l'activation électromyographique des muscles superficiels de la hanche. Comparées aux sujets sains, les durées d'activations sont plus longues et les amplitudes des signaux mesurées sont comprises entre 50 et 70% des valeurs obtenues à effort maximal contre 25% chez les sujets de contrôle.

# CHAPITRE II

**Physiologie et Comportement Mécanique  
de l'Os**



## *Physiologie et Comportement Biomécanique de l'Os*

Dans ce chapitre, nous présentons quelques éléments de physiologie osseuse et du comportement mécanique de l'os.

### **2.1. Physiologie de l'os**

#### **2.1.1. Fonctions du système osseux**

Le tissu osseux assure plusieurs fonctions essentielles.

Les os ont tout d'abord un rôle mécanique. Le squelette, de part sa structure rigide, sert de support aux tissus mous et de point d'attache aux tendons. Les contractions des muscles squelettiques agissent en leviers sur les os, ce qui permet la mise en mouvement de l'organisme.

Les os ont également un rôle de protection vis à vis de nombreux organes internes, notamment le crâne qui protège l'encéphale et les vertèbres qui protègent la moelle épinière.

D'un point de vue métabolique, le tissu osseux est un réservoir à minéraux, notamment pour le calcium et le phosphore. Le squelette contient 99% du calcium du corps humain et 90% du phosphore. Les minéraux sont libérés dans la circulation sanguine suivant les besoins, afin de les distribuer aux différents organes en d'en maintenir l'homéostasie.

Enfin, l'os possède une fonction hématopoïétique. Il contient de la moelle osseuse rouge, qui produit les globules rouges, les globules blancs et les plaquettes, durant le processus de l'hématopoïèse (formation des cellules sanguines). Il contient également la moelle osseuse jaune, qui est composée d'adipocytes et de quelques cellules sanguines.

## 2.1.2. Structure macroscopique

Il existe plusieurs types d'os : les os longs (fémur, tibia, humérus), courts (phalanges de la main et du pied), plats (sternum, os du crâne, omoplates) et irréguliers (vertèbres). Cette classification se fait en fonction de leur forme et du type d'os considéré.

Le système osseux est constitué de cartilage, de tissu osseux et de moelle osseuse [42]. Il est possible d'analyser la structure du tissu osseux en étudiant l'anatomie d'un os long tel que l'humérus (Figure 2.1).

### 2.1.2.1. Le tissu osseux

Il peut être divisé en plusieurs parties :

- La diaphyse : partie principale de l'os, longue et cylindrique
- Les épiphyses : extrémités distale et proximale de l'os.
- La métaphyse : segment de l'os adulte où la diaphyse rejoint les épiphyses. Dans le cas d'un os en formation, la métaphyse renferme le cartilage de conjugaison qui est remplacé par de l'os.
- Le cartilage articulaire : mince couche de cartilage qui recouvre l'épiphyse où l'os forme une articulation avec un autre os. Le cartilage réduit la friction et absorbe les chocs.
- Le périoste : épaisse membrane qui enveloppe la surface de l'os non recouverte de cartilage.
- Le canal médullaire : espace à l'intérieur de la diaphyse qui renferme la moelle jaune adipeuse chez l'adulte
- L'endoste : membrane qui tapisse le canal médullaire et qui contient des cellules ostéogènes.

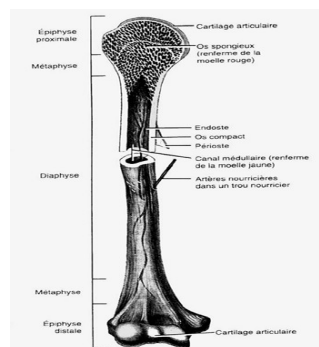


Figure 2.1 : Schéma d'un os long partiellement sectionné [42]

En coupe (Figure 2.2), l'os présente de la superficie vers la profondeur trois zones distinctes

[43] :

- Le périoste
- L'os cortical (ou compact), très dense, qui constitue l'enveloppe externe des os et la majeure partie de la diaphyse des os longs, joue le rôle de protection et de soutien,
- Et l'os trabéculaire (ou spongieux), qui compose la majeure partie de l'intérieur des os, est constitué d'une phase solide et d'une phase fluide (liquide interstitiel).

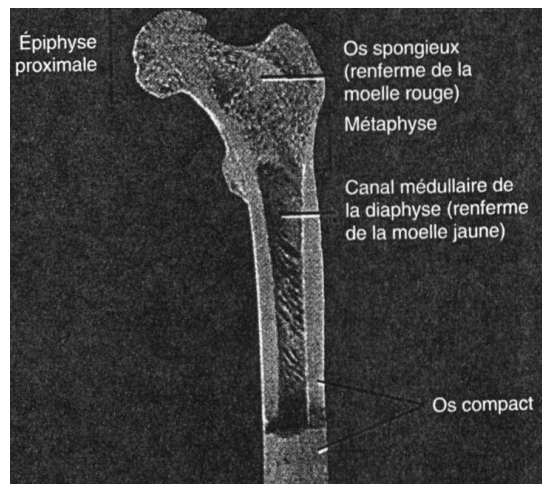


Figure 2.2 : Structure d'un fémur partiellement sectionné [42]

### 2.1.2.2. L'os cortical

L'os cortical représente environ 80% de la masse osseuse. Il se situe principalement au niveau de la diaphyse des os longs, et entoure les os plats. Le tissu osseux compact contient très peu d'espaces, ce qui lui confère un rôle de protection et de soutien des os longs et leur permet de résister à la pression du poids. Sa forte densité en fait un réservoir important en calcium, mais il est métaboliquement peu actif, ne représentant que 15% des surfaces accessibles aux échanges.

L'os compact présente une structure annulaire cylindrique. Il se divise en unités appelées ostéons, ou systèmes de Havers, qui sont alignés dans le même axe que les lignes de contrainte (Figure 2.3). Les ostéons sont constitués par un canal central, appelé canal de Havers, entouré de lamelles concentriques composées de matrice solide calcifiée. Les canaux de Havers traversent l'os longitudinalement. Les espaces qui se trouvent entre les ostéons renferment des lamelles interstitielles. Ces lamelles interstitielles sont des fragments d'anciens ostéons qui ont été partiellement détruits durant son adaptation.

Les vaisseaux sanguins et lymphatiques, ainsi que les nerfs du périoste pénètrent dans l'os par les canaux de Volkmann. Les vaisseaux sanguins de ces canaux sont reliés aux vaisseaux sanguins et aux nerfs du canal médullaire et à ceux des canaux de Havers.

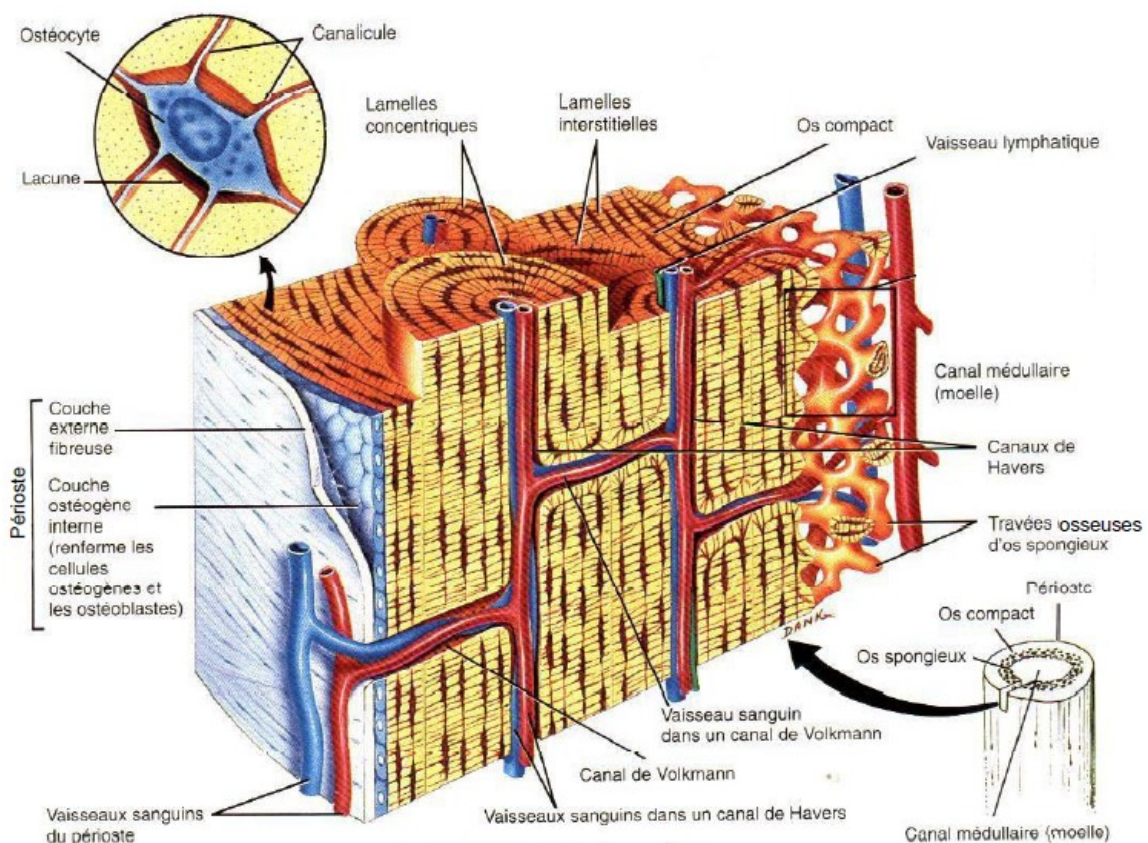


Figure 2.3: Agrandissement de plusieurs ostéons de l'os compact [42]

### 2.1.2.3. L'os trabéculaire

Le tissu osseux trabéculaire est un milieu géométrique complexe. L'os spongieux constitue la plus grande partie du tissu osseux des os courts, plats et de formes irrégulières, ainsi que de la plus grande partie des épiphyses des os longs. Il s'agit d'un matériau composite, c'est-à-dire une composition à l'échelle macroscopique d'au moins deux composés non miscibles de nature, de forme et de structure différentes dont les qualités individuelles se combinent et se complètent en donnant naissance à un matériau hétérogène dont les performances globales sont optimisées. Il se compose de deux phases :

- Une phase solide.
- un fluide visqueux.

#### 2.1.2.3.1. Les travées osseuses

L'os trabéculaire ne renferme pas de vrais ostéons. Il est constitué de lamelles qui forment un treillis irrégulier de minces plaques d'os appelées travées osseuses (Figure 2.4), épaisses de 0.1 à 0.5 mm et de directions variées, dont l'espace entre les travées varie entre 0.5 et 1 mm, délimitant de petites cavités (Figure 2.5). Ces travées sont constituées essentiellement d'hydroxyapatite de calcium.

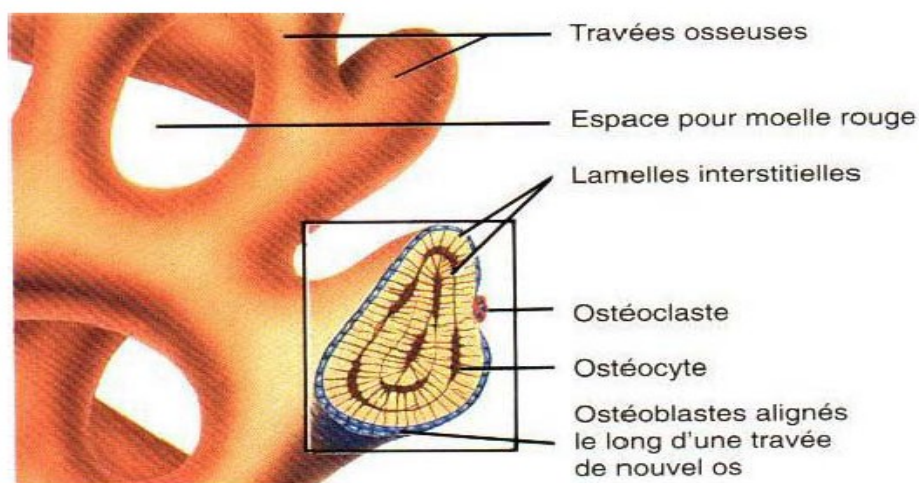


Figure 2.4 : Agrandissement de travées d'os spongieux [42]

Les travées osseuses résistantes aux contraintes de flexion, de traction et de compression s'appuient sur l'os compact auquel elles transmettent les forces. Si l'on observe l'os trabéculaire au niveau de sa microstructure, on remarque qu'il associe une phase organique, principalement des fibres de collagène, représentant 35% de la masse osseuse, et une phase minérale qui représente 45% de la masse osseuse et qui est constituée de cristaux de calcium. Le reste du poids correspond principalement à de l'eau [42].

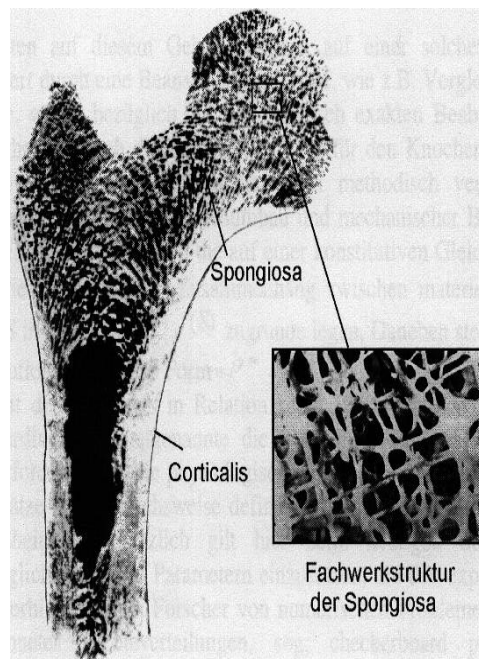


Figure 2.5 : Exemple de structure osseuse trabéculaire [44].

### 2.1.2.3.2. Fluide interstitiel

Les travées osseuses sont immergées dans un fluide visqueux, la moelle, qui est un mélange de tissu sanguin, de graisse et de collagène. Le fluide interstitiel est le réservoir en nutriments et calcium, et il intervient dans le transport et les échanges de nutriments. Comme nous le verrons par la suite, le fluide interstitiel joue un rôle important dans les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire. Le processus de remodelage osseux est beaucoup plus actif niveau de l'os trabéculaire. De ce fait, nous allons nous intéresser plus particulièrement à ce type d'os.



### 2.1.3. Structure microscopique

Au niveau cellulaire, l'os trabéculaire contient différents types de cellules : des cellules ostéogènes, des ostéoblastes, des ostéoclastes et des ostéocytes [42, 69], (Figure 2.6).

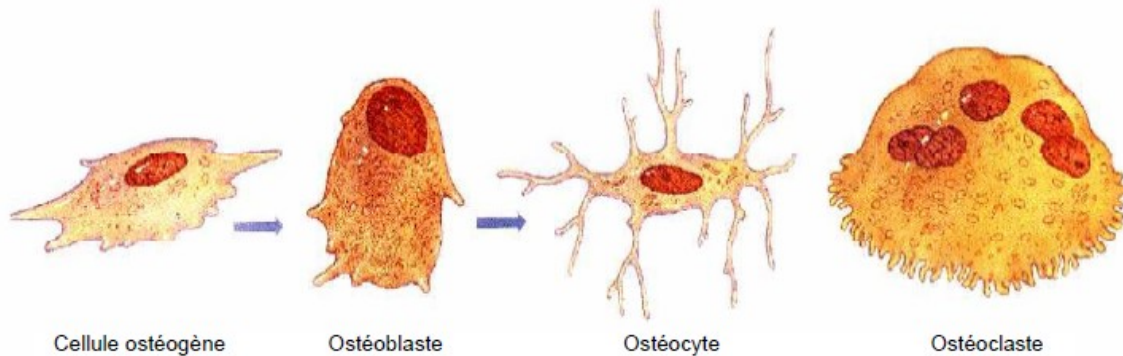


Figure 2.6 : Cellules de l'os trabéculaire [42]

#### 2.1.3.1. Cellules ostéogènes

Les cellules ostéogènes (ostéon : os ; génos : origine) sont des cellules non spécialisées qui proviennent du mésenchyme, tissu à partir duquel sont formés tous les tissus conjonctifs. Elles peuvent subir la division cellulaire, ou mitose, puis se transformer en ostéoblastes. Elles se situent à l'intérieur du périoste, dans l'endoste et dans les canaux osseux qui contiennent les vaisseaux sanguins.

#### 2.1.3.2. Cellules ostéoblastes

Les ostéoblastes (ostéon : os ; blastos : germe) sont les cellules qui contribuent à la formation de l'os mais qui ne peuvent pas se diviser par mitose. Elles sécrètent le collagène et d'autres composants organiques nécessaires à l'ossification et amorcent la calcification.

#### 2.1.3.3. Cellules ostéoclastes

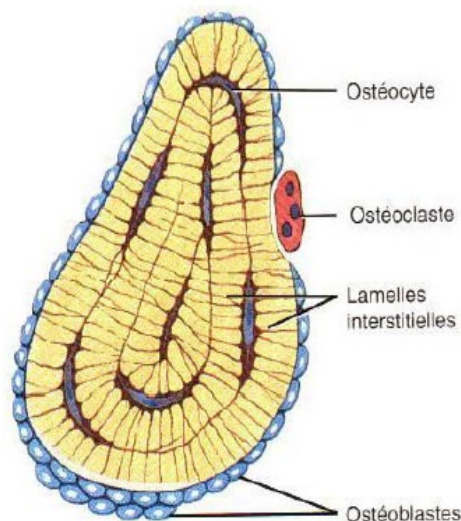
Les ostéoclastes (ostéon : os ; klastos : brisé) sont issus de monocytes en circulation (un type de globule blanc). Tout comme les ostéoblastes, ces cellules se situent à la surface des travées osseuses (Figure 2.7). Ils sont

concentrés dans l'endoste et se posent sur la surface de l'os pour assurer la résorption osseuse (destruction de la matrice). Le côté de la cellule en contact avec la surface osseuse forme une bordure ondulée (Figure 2.8) qui libère des enzymes lysosomiales et des acides puissants. Cette dégradation est incluse dans le processus de développement, de croissance, de maintien et de réparation de l'os.

#### 2.1.3.4. Cellules ostéocytes

Les ostéocytes (ostéon : os ; cyte : cellule) sont des cellules osseuses matures qui proviennent des ostéoblastes. Comme les ostéoblastes, elles ne présentent aucune possibilité de mitose. Les ostéoblastes se trouvent à la surface de l'os et certains deviennent des ostéocytes quand ils sont couverts de matrice (Figure 18). Les ostéocytes sont localisés dans des lacunes disposées de manière irrégulières dans les trabécules osseuses, tandis que dans l'os cortical, les lacunes placées en cercles concentriques autour du canal central de l'ostéon [42].

Les ostéocytes maintiennent les activités cellulaires quotidiennes, notamment l'échange des nutriments et des déchets avec le sang. Le rôle physiologique de ces cellules est encore mal connu, bien que leur rôle important dans le remodelage osseux soit admis.



**Figure 2.7 :** Détails d'une coupe de travée osseuse [42]

La Figure 19, qui représente une travée (5), montre l'organisation des quatre types de cellules osseuses. On peut voir les ostéoblastes (8) et leurs précurseurs (7) sur la plus haute surface, au dessus d'un liseré de matrice ostéoïde non calcifiée (9). Les ostéocytes (6) sont situés dans leur lacune. On peut aussi voir un ostéoclaste (1) et une cellule bordante (3) sur la surface la plus basse. Un capillaire (4) et un fibroblaste (2) sont situés près de la travée.

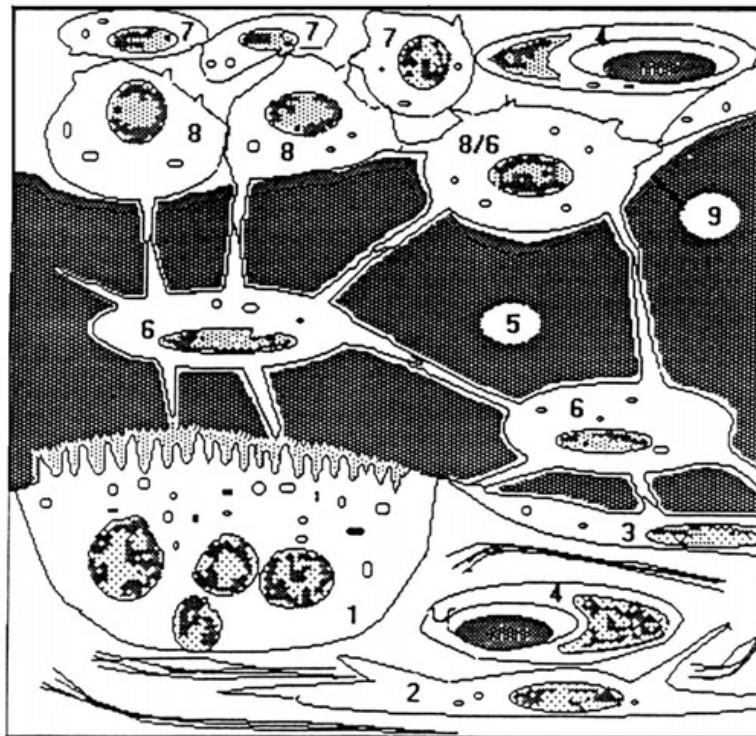


Figure 2.8 : Les différentes cellules du tissu osseux [45]

## **2.2. Comportement mécanique de l'os**

L'os est un matériau vivant, ce qui lui confère un comportement mécanique difficile à appréhender du fait de sa constitution multiphasique. Pour simplifier, la plupart des études se sont focalisées sur son caractère élastique et visqueux [46-53].

### **2.2.1. Propriétés élastiques**

#### **2.2.1.1. L'os cortical**

Nous avons vu au paragraphe 1.2.2 que l'os cortical est formé d'ostéons, orientés longitudinalement. De ce fait, ses propriétés mécaniques diffèrent en fonction de la direction considérée. C'est donc un matériau anisotrope, mais il peut être considéré comme étant transversalement isotrope [46, 47]. En effet, dans un plan perpendiculaire à la direction longitudinale, les propriétés sont indépendantes de la direction.

Différentes techniques expérimentales ont permis de déterminer les propriétés mécaniques de l'os cortical :

- utilisation des ultrasons [46, 48], méthode non destructive permettant de déterminer les coefficients élastiques à partir d'un seul échantillon,
- caractérisation par essais mécaniques, traction ou compression [47].

Les propriétés élastiques isotropes transverses ou orthotropes de l'os cortical humain sont données dans le tableau suivant (Tableau 2.1), où E et G sont respectivement le module d'Young et le module de cisaillement, exprimés en GPa. Les coefficients de Poisson sont notés  $\nu$ .

Les variations observées entre les valeurs s'expliquent par les différences entre les méthodes de mesures utilisées et également de la localisation de l'échantillon considéré. On remarque une valeur du module d'Young beaucoup plus importante dans la direction longitudinale. On retrouve ainsi le fait que les propriétés mécaniques dépendent fortement de l'orientation des ostéons.

Ceci est également le cas pour les valeurs des contraintes à la rupture. Les valeurs obtenues par Reilly et coll. [47], à partir d'essais réalisés en traction et en compression, sont données

Tableau 2.2. Il apparaît clairement que les contraintes sont plus importantes dans le sens longitudinal que dans le sens transversal.

	Isotropie transverse		Orthotropie	
	Reilly et coll. [9]	Yoon et coll. [8]	Essais mécaniques (traction)	Ultrasons
	Essais mécaniques (compression)	Ultrasons	Essais mécaniques (traction)	Ultrasons
E1	11.7	18.8	12.8	13
E2	11.7		12.8	14.4
E3	18.2	24.7	17.7	21.5
G1 2				4.74
G1 3		8.7	3.3	5.85
G2 3			3.3	6.56
v12	0.63	0.31	0.53	0.37
v13				0.24
v23				0.22
v21	0.63		0.53	0.42
v31	0.38	0.28	0.41	0.40
v32	0.38		0.41	0.33

Tableau 2.1: Caractéristiques élastiques de l'os compact humain

	Module d'Young en traction (MPa)		Module d'Young en compression (MPa)	
	Longitudinal e	Transverse	Longitudinal e	Transverse
Reilly et coll. [9]	135±15.6	53±10.7	205±17.3	131±20.7

Tableau 2.2 : Contrainte à la rupture de l'os compact humain

### 2.2.1.2. L'os trabéculaire

Les dimensions des trabécules osseuses et sa structure particulière rendent très difficiles les mesures des propriétés mécaniques de l'os spongieux. Les propriétés mécaniques en compression ont été recensées par Goldstein [49]. Les résultats sont résumés dans le Tableau 2.3

<sup>2</sup>	Module d'Young en compression (MPa)	Contrainte à la rupture (MPa)
Tibia (partie distale)	1.4-500	0.2-45
Fémur (partie distale)	7.6-2942	0.98-22.5
Fémur (partie proximale)	20.68-9800	0.21-16.2
Vertèbre	1.1-428	0.06-15

Tableau 2.3 : Caractéristiques mécaniques en compression de l'os trabéculaire humain [49]

Il apparaît qu'il existe une grande variabilité du module d'Young de l'os spongieux. Il ressort clairement de ces mesures une relation entre les caractéristiques mécaniques de l'os et la zone de prélèvement de l'échantillon testé.

De nombreuses études ont montré que le module d'Young est relié à la densité apparente (grandeur représentant la quantité de matière osseuse par unité de volume). Plusieurs types de relation ont pu être déterminés. Hobatho et coll. [60] ont déterminé des relations en tenant compte de la localisation dans le matériau. Dans chaque cas, ils ont élaboré une loi linéaire, une loi non linéaire et une loi puissance, qui ont été comparées afin de déterminer le meilleur modèle. Notons également qu'Ashman et coll. [50] ont proposé une relation linéaire et que plusieurs études [51, 52] ont permis de définir une loi reliant le module d'Young de l'os spongieux au cube de sa densité. La contrainte à la rupture serait, quand à elle, proportionnelle au carré de la densité.

De plus, il apparaît clairement que l'os trabéculaire est anisotrope [61]. La résistance à la pression est maximale suivant l'axe vertical des travées dans les vertèbres lombaires et parallèle aux systèmes trabéculaires au niveau du col fémoral. Ashman et coll. [62] ont établi une description des propriétés d'anisotropie et d'élasticité de l'os trabéculaire. Ashman et coll. [50] ainsi que Turner et coll. [63] ont mesuré les modules d'Young et de cisaillement de l'os spongieux. Les essais ont été réalisés sur des échantillons de tibia humain, en faisant l'hypothèse d'orthotropie. Les résultats des mesures des coefficients élastiques sont donnés dans le Tableau 2.4 et sont exprimés en MPa

	Ashman et coll. [12]	Turner et coll. [25]
E1	346 (218)	292 (122)
E2	457 (282)	359 (179)
E3	1107 (634)	784 (250)
G12	98 (66)	81 (38)
G13	132 (78)	67 (54)
G23	165 (94)	144 (75)

Tableau 2.4 : Propriétés élastiques de l'os trabéculaire humain

### 2.2.2. Propriétés viscoélastiques

Des études ont été réalisées afin de mettre en évidence les propriétés viscoélastiques du tissu osseux.

#### 2.2.2.1. L'os cortical

L'os cortical montre une dépendance par rapport à la vitesse de déformation. McElhaney [53] a étudié le comportement en compression sur des os humains et bovins. Pour une vitesse de déformation comprise entre  $0.001s^{-1}$  et  $1500s^{-1}$ , la loi logarithmique suivante définit la relation entre le taux de déformation  $\dot{\epsilon}$  et la contrainte maximale de compression  $\sigma$  :

$$\sigma = 11.31 \ln (\dot{\epsilon}) + 230.5 \quad [2-1]$$

Il a également déterminé que l'énergie absorbable est maximale pour des vitesses de déformation comprises entre  $1 s^{-1}$  et  $10 s^{-1}$

Le même type de loi a été utilisé par Wright et Hayes [54], qui ont procédé à des essais de traction sur des éprouvettes osseuses de boeuf. Pour une vitesse de déformation comprise entre  $0.00053 s^{-1}$  et  $237 s^{-1}$ , la relation obtenue s'écrit :

$$\sigma = 29.86 \ln (\dot{\epsilon}) + 203.04 - 57.93 \quad [2-2]$$

Lakes et Katz [55, 56] ont étudié le comportement de l'os cortical en relaxation et ont montré que ce comportement est dépendant du taux de déformation, ce qui fait que l'os cortical présente des caractéristiques viscoélastiques.

Notons que le comportement viscoélastique de l'os compact peut-être décrit par un modèle de

Zener [64]. Ce modèle viscoélastique à trois éléments L'auteur a montré que cette modélisation permet de décrire qualitativement le comportement en fluage et en relaxation de l'os, ainsi que la sensibilité au taux de déformation.



### 2.2.2.2. L'os trabéculaire

L'os trabéculaire présente également des propriétés viscoélastiques. Carter et Hayes [14] ont montré que les propriétés mécaniques de l'os trabéculaire dépendent du taux de déformation.

Ils ont étudié l'influence de la vitesse de déformation sur l'os trabéculaire, au cours d'un essai de compression. Ils ont établi une relation entre le taux de déformation  $\dot{\epsilon}$ , la densité apparente  $\rho_{app}$  et la contrainte maximale de compression  $\sigma$  :

$$\sigma = 68 \dot{E}^{0.06} \rho_{app}^2 \quad [2-3]$$

De plus, ils ont montré que pour des vitesses de déformation supérieures à  $10s^{-1}$ , la moelle modifie considérablement les caractéristiques mécaniques de l'os spongieux, et peut absorber une grande quantité d'énergie lors d'un choc. Linde et coll. [57] ont étudié l'influence de la vitesse de déformation sur l'os trabéculaire et ont obtenu une relation similaire à l'équation [2-4] :

$$\sigma = (-5.8 + 37.1 \rho_{app}) \dot{E}^{0.073} \quad [2-4]$$

L'équation [1-4] est linéaire en  $\rho_{app}$  et permet donc d'extrapoler des propriétés mécaniques pour des vitesses de déformation très faibles.

Deligianni et coll. [58] ont étudié la relaxation de l'os spongieux au cours d'essais de relaxation. Ils ont montré que la fonction de relaxation dépend du niveau de déformation, ce qui indique que l'os trabéculaire présente un comportement viscoélastique. Bowman et coll.

[59] ont décrit le comportement en fluage de l'os trabéculaire. Leur étude a montré que ce matériau présente un comportement triphasique lors d'une expérience de fluage. Une phase initiale rapide, une deuxième phase plus lente puis une phase rapide de rupture sont observées. Leurs résultats indiquent que le taux de déformation  $\dot{\epsilon}$  et la contrainte normalisée  $\sigma/E_0$  sont reliées par une loi puissance :

$$\dot{\epsilon} = 6.74 \times 10^{12} \left[ \frac{\sigma}{E} \right] \quad \mathbf{15.52}$$

**[2-5]**

Il ressort également de cette étude que l'os trabéculaire a un comportement en fluage, similaire à l'os cortical.

Keaveny et Hayes [65] ont présenté une étude complète sur le comportement mécanique de l'os trabéculaire.

Toutes ces études montrent clairement que la réponse mécanique de l'os spongieux est viscoélastique. Ceci s'explique parfaitement de part sa constitution biphasique. En effet, comme nous l'avons au paragraphe 1.2.3, l'os trabéculaire contient une phase solide, avec les trabécules, et une phase fluide, avec le liquide interstitiel. Sous compression, le déplacement de fluide interstitiel, ainsi que la viscosité inhérente de la matrice solide, contribuent au comportement viscoélastique apparent de l'os trabéculaire [66].

De même que pour l'os compact, des modèles mécaniques viscoélastiques ont été introduit pour décrire le comportement de l'os spongieux. Kafka et Jirova [67] ont modélisé le constituant visqueux à l'aide d'un modèle de Maxwell, en considérant les trabécules comme ayant un comportement élastique. Ils ont montré l'importance de la prise en compte du constituant visqueux dans la modélisation du comportement mécanique de l'os trabéculaire.

Sous chargement, un tiers de la charge est créé par le fluide visqueux. D'autre part, le flux du fluide visqueux génère un gradient de pression, qui induit des forces appliquées à l'os [68]. Le fluide interstitiel joue ainsi un rôle important dans le comportement de l'os, en particulier sous compression [28]. Sous ce type de chargement, la résistance hydraulique, correspondant à la pression hydrostatique locale, est réduite et le comportement viscoélastique est plus prononcé [58].

Comme nous l'avons montré dans ce chapitre, le tissu osseux est un matériau complexe, possédant des propriétés mécaniques très différentes, suivant le type de tissu osseux considéré. Pour autant, la prise en compte de ses caractéristiques mécaniques est essentielle dans la compréhension de son

adaptation à l'environnement mécanique au travers du processus de remodelage osseux.

C'est ce processus que nous allons décrire dans le chapitre suivant en nous intéressant plus particulièrement au remodelage osseux de l'os trabéculaire, phénomène beaucoup plus important pour ce type d'os.

# CHAPITRE III

## **Notion Générale sur les Biomatériaux**



# *Notion Générale sur les Biomatériaux*

---

## **3.1. Définitions et historique**

Les biomatériaux utilisés pour implantologie ou comblement suscitent un intérêt croissant de par leur utilisation fréquente en chirurgie réparatrice ou en chirurgie orthopédique. Ils représentent une alternative aux autogreffes (prélèvements de tissu sur l'individu), aux ballogreffes (prélèvement de tissu sur un individu de la même espèce vivant ou mort) et aux xélogreffes (prélèvements de tissu sur une espèce différente). Lors d'une perte osseuse, on utilise des matériaux de substitution du tissu osseux destinés à faciliter la réossification d'un défaut ne pouvant se cicatriser sans apport extérieur, ce sont des matériaux compatibles avec l'organisme utilisés pour:

Pallier la déficience d'un organe (les implants),  
Être employés en chirurgie réparatrice (les prothèses),  
Être utilisés dans la fabrication des outils d'investigation du corps humain (appareils et articles médico-chirurgicaux) [72].

Ils ne se définissent donc pas par une nature particulière mais par l'usage auquel on les destine (orthopédie, odontologie, cardio-vasculaire, ophtalmologie, chirurgie esthétique...) [73].

Les Egyptiens essayaient déjà de remplacer l'ensemble ou une partie d'organes défaillants par des substituts : fer, cuivre, plomb, bois, plâtre,... Jusqu'au milieu du XXe siècle les biomatériaux étaient plutôt constitués d'or, d'argent et de cuivre. Ils servaient aussi en chirurgie dentaire et orthopédique. Le développement des biomatériaux en médecine doit beaucoup à la recherche dans les industries chimiques, métallurgiques, nucléaires, aéronautiques qui ont été des viviers féconds et le sont toujours. Leurs connaissances ont été sources de progrès considérables pour la santé [72]. Les progrès de la chirurgie reconstructive, orthopédique et vasculaire sont traduits par une demande de plus en plus pressante de matériaux pour implantation. Ainsi l'acier inoxydable,

premier matériau utilisé avec succès dans la conception de prothèses de hanche dans les années 50, résulte de décennies d'industrie chimique. Les polyesters ont été utilisés après les années 50, comme prothèses vasculaires. Puis vinrent les plastiques, mais ils soulevèrent un sérieux problème : leur contact avec les fluides du corps favorisait la libération de substances qui pouvaient se révéler toxiques pour l'organisme. Le titane découvert en médecine à la fin des années 60 par BRANEMARK et coll. (1969) était déjà utilisé dans l'aéronautique pour sa combinaison faible densité/ résistance mécanique. Le polyméthylméthacrylate (PMMA), pour les lentilles intraoculaires, a suivi un cheminement analogue trouvant son origine dans les cockpits d'avions anglais pendant la guerre. Il en est de même pour de nombreux matériaux utilisés depuis longtemps. Dans les années 70, les chercheurs sélectionnèrent donc plastiques et métaux en fonction de leur toxicité. Les alliages à base de titane sortirent parmi les grands gagnants. Mais, malgré tous leurs avantages, ces biomatériaux ne s'intégraient toujours pas parfaitement au corps humain. Les matériaux des premiers implants ne devaient pas cependant résister à l'usage et il fallut bien vite essayer de trouver des matériaux adaptés. La science des biomatériaux était née et enrichissait le vocabulaire biomédical d'une série de nouveaux mots destinés à définir les interactions entre un organisme vivant et un matériau [70]. L'allongement de la durée de vie et l'exigence de plus en plus grande d'une bonne qualité de vie, ont conduit à une augmentation rapide du nombre de systèmes implantés, tendance qui ne peut que s'affirmer dans l'avenir. De plus, les progrès réalisés dans le domaine permettent des interventions chirurgicales autrefois impossibles ainsi que la conception de nouveaux systèmes mieux intégrés et plus efficaces [71]. L'évolution des biomatériaux devait tenir compte des caractéristiques de notre organisme.

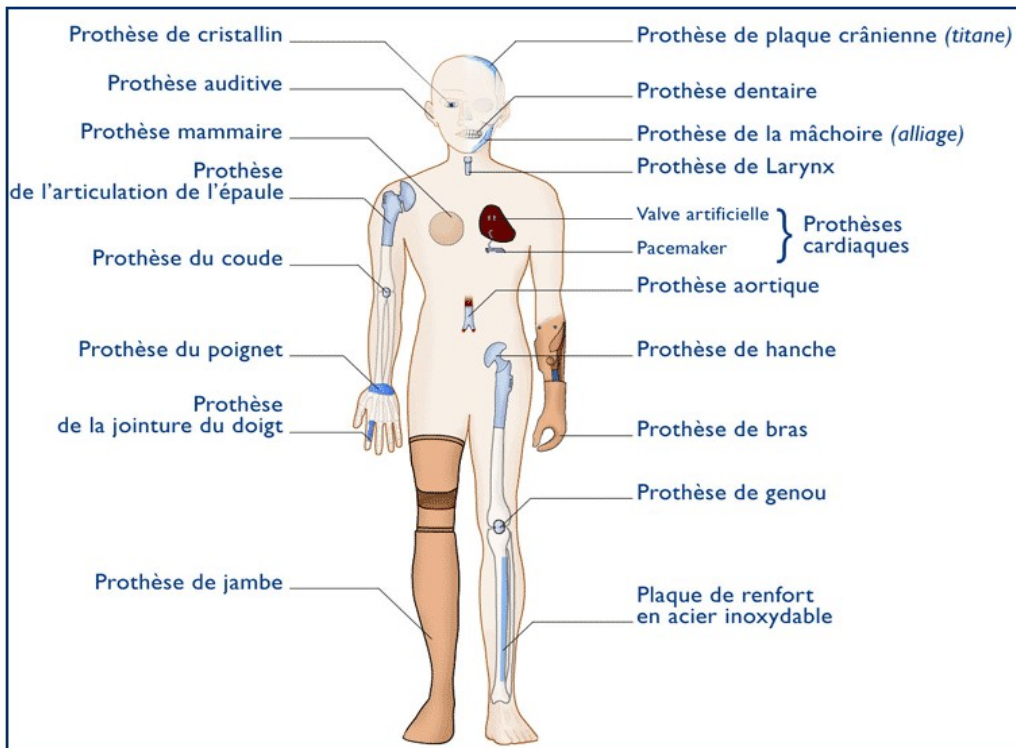
### **3.2. Notion sur les biomatériaux**

Les biomatériaux ont été développés pour préserver l'intégrité et le confort de vie des personnes souffrant de déficiences fonctionnelles graves ou victimes de blessures ou de brûlures. L'objectif de leur développement est de permettre la fabrication de dispositifs d'assistance corporelle capables de suppléer les fonctions des organes lésés. Les biomatériaux recouvrent une grande variété d'applications biomédicales puisqu'ils peuvent être à la fois des matériaux de

réparation des lésions tissulaires, des matériaux implantables et être constitutifs de systèmes d'assistance extra corporelle. Ils ne se définissent donc pas par une nature particulière mais par l'usage auquel on les destine : ils regroupent aussi bien des matériaux issus du génie de l'homme (métaux, alliages métalliques, céramiques, matières plastiques) que des matériaux d'origine naturelle (collagène et cellulose), mais aussi des matériaux d'un nouveau type associant un des matériaux précités à une matrice biologique.

La chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle<sup>1</sup> constituent le domaine d'application le plus important des biomatériaux. D'autres spécialités médicales recourent également à des outils d'investigation ou d'intervention endoscopique impliquant l'emploi de matériaux appelés aussi à être confrontés au milieu biologique. Cette situation de travail sous contrainte biologique est le dénominateur commun à tous les biomatériaux.

La figure (3.1) montre tous les organes qui peuvent être remplacés par des biomatériaux dans tous les domaines médicaux soit en orthopédie, chirurgie vasculaire, chirurgie dentaire, ou autres [74].



**Figure 3.1:** les organes peuvent être remplacés par des biomatériaux [74]

### **3.3. Les domaines d'application des biomatériaux**

La chirurgie réparatrice et celle de la suppléance fonctionnelle constituent le domaine d'application le plus important des biomatériaux [75]. D'autres spécialités médicales recourent également à des outils d'investigation ou d'intervention endoscopique impliquant l'emploi de matériaux appelés aussi à être confrontés au milieu biologique :

- **Ophthalmologie**
  - Lentilles
  - Implants
  - Coussinets de récupération
  - Produits visqueux de chambre postérieure
  
- **Odontologie – stomatologie**
  - Matériaux de restauration et comblement dentaire et osseux
  - Traitements prophylactiques
  - Orthodontie
  - Traitement du parodonte et de la pulpe
  - Implants
  - Reconstruction maxillo-faciale
  
- **Chirurgie orthopédique**
  - Prothèses articulaires (hanche, coude, genou, poignet, ...)
  - Orthèses
  - Ligaments et tendons artificiels
  - Cartilage
  - Remplacement osseux pour tumeur ou traumatisme
  - Chirurgie du rachis



- Réparation de fractures (vis, plaques, clous, broches)
- Matériaux de comblement osseux injectable

- **Cardiovasculaire**

- Valves cardiaques
- Matériel pour circulation extracorporelle (oxygénateurs, tubulures, pompes,..)
- Cœur artificiel
- Assistance ventriculaire
- Stimulateurs cardiaques
- Prothèses vasculaires
- Matériels pour angioplastie lésionnelle coronarienne et stents
- Cathéters endoveineux

- **Urologie/ néphrologie**

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

- **Endocrinologie-chronothérapie**

- Pancréas artificiel
- Pompes portables et implantables
- Systèmes de libération contrôlée de médicaments
- Biocapteurs

- **Chirurgie esthétique**

- Matériaux et implants pour chirurgie esthétique

- **Chirurgie générale et divers**

- Drains de chirurgie
- Colles tissulaires
- Peau artificielle

- Produits de contraste
- Produits pour embolisation
- Produits pour radiologie interventionnelle

### 3.4. Les propriétés des biomatériaux

Les propriétés mécaniques (module d'élasticité, dureté, résistance à la compression, .... etc.) doivent être aussi proches que possible des propriétés de l'organe remplacé. Elles doivent être garanties après implantation. Il est important de signaler qu'en fonction du type d'essai réalisé sur un échantillon, les modules d'Young obtenus peuvent être différents. Ceci s'explique principalement par les propriétés mécaniques de l'échantillon (comme l'anisotropie) mais également par l'essai lui-même. Dans les méthodes expérimentales de caractérisation, de nombreux paramètres influencent la mesure des propriétés mécaniques ou physiques : les dimensions, les conditions aux limites des échantillons, les modes de chargement (statique ou dynamique), la précision des moyens de mesures, ... etc.

Particulièrement étudié les propriétés mécaniques du titane ainsi que le Ti-6Al-4V et a clairement établi l'intérêt de ce matériau pour des applications en implantologie.

Propriétés	Titane	<i>Ti-6Al-4V</i>
Résistance à la traction MPa	<b>240</b>	<b>1100</b>
Résistance au cisaillement MPa	<b>170</b>	<b>760</b>
Module d'Young	<b>105</b>	<b>110</b>
Allongement	<b>24</b>	<b>10</b>
Coefficient de Poisson	<b>0.37</b>	<b>0.31</b>
Dureté Hv	<b>122</b>	<b>390</b>

**Tableau 3.1:** Propriétés mécaniques du titane et du Ti-6Al-4V [76]

### **3.4.1. Propriétés physico-chimiques**

Les propriétés physico-chimiques (forme, taille, température de traitement, composition chimique, corrosion, biodégradation ...etc.) ont également une importance au niveau de la stérilisation. La stérilité des matériaux implantables doit pouvoir être garantie et implique que ces matériaux puissent être stérilisés de façon à ne pas être vecteurs de germes.

### **3.4. 2. Propriétés biologiques**

Les caractéristiques biologiques (bioadhésion, réactions allergiques et toxiques, biodégradation,...) se définissent par la réaction du vivant au contact des matériaux. Le matériau ne doit pas introduire de toxicité, ni par lui-même ni par ses produits de dégradation ou de relargage. Les biomatériaux doivent répondre à un cahier des charges précis afin de permettre une réponse biologique optimale.

## **3.5. Les différents biomatériaux et leur utilisation**

La plupart des matériaux utilisés aujourd'hui viennent du travail des laboratoires biologiques. Ce travail consiste à évaluer des matériaux existants parfois modifiés de façon à remplir leurs nouvelles fonctions. Les biomatériaux peuvent être soit inertes (alumine, zircone, titane, polymères...), soit actifs (céramiques de phosphate de calcium en HAP et  $\beta$  TCP, vitrocéramiques...), soit résorbables ( $\alpha$  TCP, bio-verres, polymères,...). [77].

On distingue cinq grandes catégories de biomatériaux :

- les matériaux d'origine naturelle ;

- les métaux et les alliages métalliques ;
- les céramiques ;
- les polymères synthétiques ;
- les textiles.

Les métaux et les polymères constituent la majeure partie des biomatériaux utilisés aujourd'hui.

### **3.5. 1. 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**

Seuls sont utilisés les aciers austénitiques 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 :

- Le module de Young  $E = 200 \text{ GPa}$ .
- La limite élastique  $\sigma_e = 280 \text{ MPa}$ .
- La contrainte à la rupture en traction  $\sigma_r = 520 \text{ MPa}$ .
- La résistance à la fatigue  $f = 250 \text{ MPa}$ .

#### **3.5. 1. 2. Alliages à base de cobalt**

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 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. Les propriétés mécaniques du Protasul 10 sont les suivantes:

- Le module de Young  $E = 220 \text{ GPa}$ .
- La limite élastique  $\sigma_e = 640 \text{ MPa}$ .
- La contrainte à la rupture en traction  $\sigma_r = 835 \text{ MPa}$ .
- La résistance à la fatigue  $f = 530 \text{ MPa}$ .

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. Ces alliages résistent mieux à la corrosion que les aciers inoxydables et ils sont également très rigides.

### **3.5. 1.3. Alliages à base de titane**

On les rencontre sous deux formes du Protasul 64 WF (Ti6Al4V) et du Protasul 100 (Ti6Al7Nb) qui ne contient pas de Vanadium qui est 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 :

- Le module de Young  $E = 110 \text{ GPa}$ .
- La limite élastique  $e = 1050 \text{ MPa}$ .
- La contrainte à la rupture en traction  $r = 1185 \text{ MPa}$ .
- La résistance à la fatigue  $f = 650 \text{ MPa}$ .

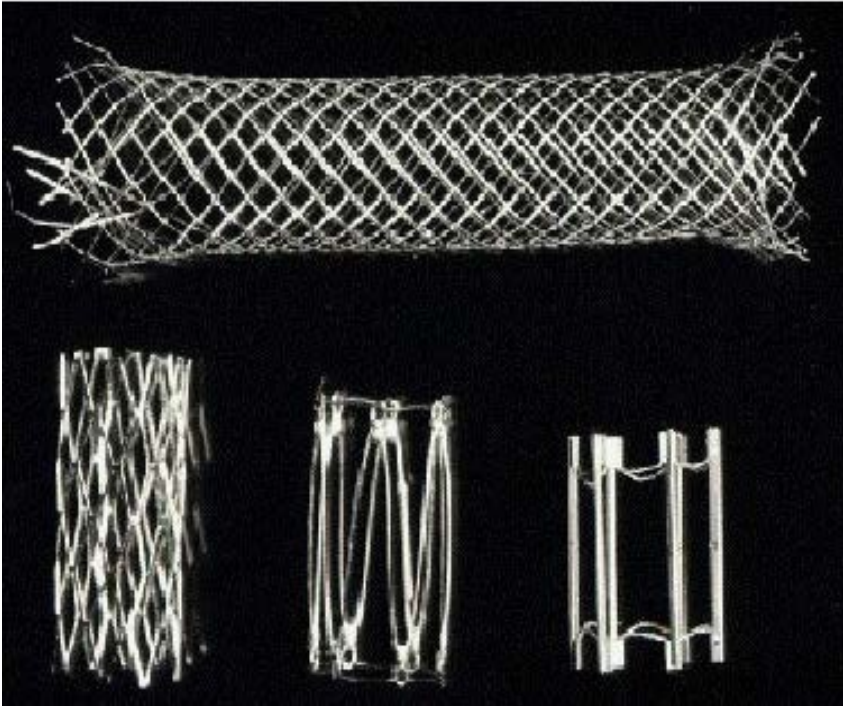
Leur dureté médiocre les rend inadaptés pour constituer des surfaces de frottement. Il existe un risque d'abrasion de la couche de dioxyde de titane et de corrosion en présence de ciment [78, 79, 80].

### **3.5. 2. Polymères**

Le principal polymère utilisé pour des applications orthopédiques est le polyéthylène avec haute densité. Le polyéthylène actuellement retenu comme matériau des cupules est l'UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Poly Ethylene). C'est un matériau viscoélastique dont le module d'élasticité, voisin de 0,7 GPa, qui 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 [81].

### **3.5. 3. Les textiles**

Les textiles deviennent de plus en plus fonctionnels dans leurs applications techniques (Figure 3.2). Près de 10% du volume mondial des textiles techniques sont employés dans le médical et la santé. Ils sont généralement désignés pour les biotextiles, il s'agit de prothèses permanentes ou provisoires. Ces matériaux doivent être biocompatibles voire biorésorbables après leur implantation dans le corps humain. Ce domaine représente certainement la nouvelle génération de biomatériaux et matériels implantables. Ces produits peuvent cependant être encore optimisés (biocompatibilité, stérilité, étanchéité, fonctionnalisation,...) grâce aux applications développées par les nouvelles technologies dans tous les domaines (orthopédie, odontologie, ....etc.) [76].



**Figure 3.2:**Textile des stents [82]

#### 3.5. 4. Céramiques

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 l'alumine  $Al_2O_3$  (Figure 3.3) et la Zirconie  $ZrO_2$  (Figure 3.4) sont actuellement utilisées comme matériaux des têtes fémorales, dans les têtes de prothèses de hanche, ainsi qu'en odontologie pour les implants dentaires.

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 [83,84].

#### **3.5. 4. 1. *Porcelaine***

La porcelaine est une céramique contenant de l'argile sous forme de kaolin (aluminosilicate hydraté) et du feldspath (aluminosilicate).

#### **3.5. 4. 2. *Verre***

Un verre est un composé minéral fabriqué à base de silice, qui possède une structure vitreuse désordonnée car constituée d'atomes de dimensions très différentes. Il est mis en forme par frittage et possède une grande stabilité chimique car ses atomes constitutifs sont unis par des liaisons chimiques fortes, covalentes ou ioniques. Cette propriété leur confère une très bonne biocompatibilité. Les verres sont des matériaux fragiles : ils n'ont pratiquement aucune possibilité de déformation plastique.

#### **3.5.4.3. *Céramiques dentaires***

La céramique dentaire utilisée dans notre étude est la Céramique feldspathique. Les céramiques sont des matériaux inorganiques, composés d'oxydes, de carbures, de nitrures et de borures. Les céramiques présentent des liaisons chimiques fortes de nature ionique ou covalente.

Les céramiques sont mises en forme à partir d'une poudre de granulométrie adaptée qui est agglomérée. Puis une deuxième étape consiste à densifier et



consolider cet agglomérat par un traitement thermique appelé frittage. Le frittage est un traitement thermique avec ou sans application de pression externe, grâce auquel un système de particules individuelles ou un corps poreux modifie certaines de ses propriétés dans le sens d'une évolution vers un état de compacité maximale.

Actuellement, on considère que le traitement de consolidation peut être aussi une cristallisation ou une prise hydraulique [85].



**Figure 3.3:**Têtes (PTH) en Alumine-Alumine [83]



**Figure 3.4:**bridge en Zircone [84]

Dans le tableau ci-après (Tableau 3.1), sont cités les biomatériaux les plus couramment utilisés en fonction de leur domaine d'utilisation.

Matériau	Domaine d'application
<b>Cobalt-Chrome</b>	Implants articulaires, implants dentaires
<b>Titane-TA6V</b>	Implants articulaires, plaques et vis d'ostéosynthèse, pacemaker, implants dentaires, élément de

	chirurgie reconstructive
<b>Aciers inoxydables</b>	Pacemaker (électrodes), plaques et vis d'ostéosynthèse, agrafes diverses
<b>Polytétrafluoroéthylène</b>	Implants vasculaires, chirurgie faciale
<b>Silicone</b>	Implants mammaires, urologie, implants testiculaires, pacemaker (isolant), chirurgie faciale, chirurgie de la main
<b>Polyéthylène</b>	Sutures, implants vasculaires
<b>Polyméthylmethacrylate</b>	Lentilles intraoculaires, ciment orthopédique
<b>Polyester</b>	Sutures, implants vasculaires
<b>Polypropylène</b>	Sutures, ligaments
<b>Polyamide</b>	Sutures
<b>Alumine</b>	Pacemaker (isolant), prothèses articulaires
<b>Carbone</b>	Valves cardiaques, ligaments
<b>Bio verres</b>	Implants orthopédiques et dentaires
<b>Phosphates de calcium</b>	Implants orthopédiques, ciment, support de médicaments Implantables

**Tableau 3.2:** Biomatériaux les plus couramment utilisés [81]

# **CHAPITRE IV**

---

**Analyse des Contraintes**

**Statiques**

**et Dynamiques dans un Système**

**Implantaire pour Amputation**

**Fémorale**



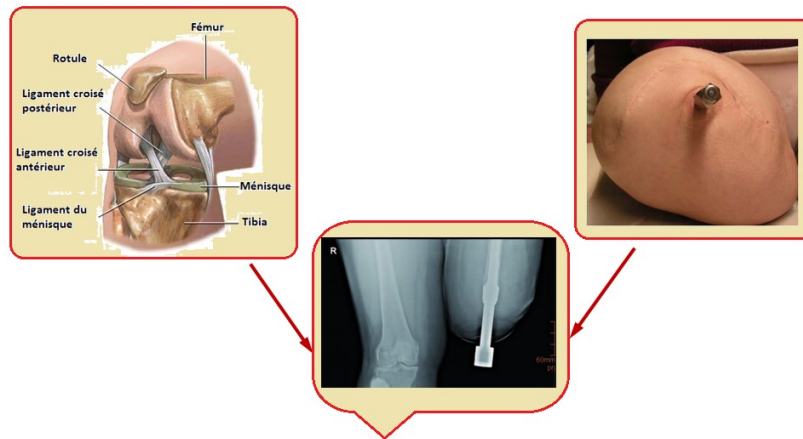
## *Analyse des Contraintes Statiques et Dynamiques dans un Système Implantaire pour Amputation Fémorale*

---

### **4-1. Introduction**

Le comportement biomécanique des implants pour amputation fémorale est très différent de celui des organes naturels. L'une des raisons principales est que ces implants manquent de la fonction de ligament du genou (Figure 4.1). Ceci est dû au fait que le matériel du ligament est un tissu mou pouvant fonctionner comme un élément d'amortissement intermédiaire [85,86] permettant d'absorber la force de l'impact et de transférer de manière uniforme les forces à l'os environnant. Toutefois, la bio-structure de l'implant est directement liée à l'os. Cela peut causer une distribution non uniforme des contraintes dans ces deux éléments, ce qui peut induire une surcharge biomécanique générant des défaillances au niveau de l'os et de l'implant [87,88]. Cette surcharge serait la cause de l'accumulation de microlésions à l'os entraînant une perte osseuse marginale [50]. Ensuite, l'invasion bactérienne peut se produire dans la zone de la perte osseuse et causer de graves résorptions osseuses progressives [52]. Le support osseux insuffisant est dangereux pour la stabilité de l'implant et pourrait accroître le risque de fracture de l'os et de l'implant.

Dans le cadre du développement d'un nouvel implant et notamment lors de la conception d'une nouvelle géométrie ou lors de la modification de celle-ci, il pourrait être intéressant de posséder un outil de test pré-clinique permettant de prévoir le comportement et les performances de cette prothèse avant d'investir les moyens d'une étude clinique qui reste cependant indispensable. La modélisation numérique offre cette possibilité [53].



**Figure 4.1** Bio-structure du genou et l'implant qui s'attache à l'os. [53]

Le but de ce travail est d'avoir une idée générale sur la distribution des contraintes et sa intensité

- L'effet des chargements mécaniques (statique et dynamique, la direction de chargement) sur la durabilité de l'os fémoral
- Définir la direction (compression ou cisaillement) de la charge la plus néfaste sur le comportement mécanique de l'os fémoral
- Améliorer et optimiser la forme géométrique de l'implant afin de réduire l'intensité et la concentration des contraintes au niveau de l'os fémoral.
- Augmenter la durée de vie du complexe de prothèse (implant-Os)

La méthode des éléments finis s'impose actuellement comme un outil indispensable pour l'analyse et la conception. L'utilisation des simulations numériques s'est fortement développée au cours de ces dernières années grâce notamment à l'amélioration des performances des moyens informatiques et des codes de calcul (ABAQUS, ANSYS, FRANC2D ...etc.). Ainsi, elle permet de modéliser des géométries complexes compte tenu d'un nombre important de phénomènes physiques offrant des perspectives intéressantes par rapport aux modèles analytiques.

Les méthodes numériques de calculs, en particulier celle des éléments finis est bien adaptée à ces problèmes; les avantages qu'elle présente sont :

- Une possibilité d'analyser des géométries très complexes avec une variété de chargements et des conditions d'appuis complexes pour n'importe quelle loi de comportement.

- Cette méthode est basée sur une discrétisation d'un domaine continu en sous-domaines de formes géométriques simples que l'on appelle éléments finis interconnectés en des points appelés nœuds de plus en définis dans chaque élément; une approximation adéquatée de la solution permet la résolution du problème en fonction uniquement des valeurs aux nœuds.

#### **4-2. Modèle géométrique**

L'un des aspects les plus importants des systèmes biomécaniques est sa complexité géométrique, ce qui complique considérablement la génération de modèles de simulation précis. Les modèles classiques seulement souffert de ce manque de précision géométrique, présente même dans les modèles récents, qui a contesté, dans la plupart des études, la validité des résultats et leur extrapolation aux paramètres cliniques.

Actuellement, il ya des méthodes mises au point au cours des dernières années qui permettent d'éviter ces problèmes, ce qui permet la génération de modèles avec la précision souhaitée dans un délai raisonnable et le coût ne soit pas excessif. Ainsi, l'utilisation de scanners laser 3D (Fig 4.2) avec des images tridimensionnelles obtenues par CT permettent la réalisation de modèles géométriques qui combinent une grande précision dans la forme extérieure avec une excellente définition des interfaces internes. La méthode nécessite non seulement des outils logiciels appropriés, capables de traiter des images, mais aussi sa compatibilité avec les programmes utilisés plus tard pour générer le modèle éléments finis.



### Figure 4.2 Balayage tomographique de l'os fémoral

Dans cette étude, le modèle 3D d'origine d'une partie de l'os fémoral a été construit en utilisant la tomographie par ordinateur (CT) ou la technologie de balayage. La section fémorale a été traitée dans SolidWorks 3D (CAO, logiciel-2012), sur lequel le modèle solide 3D finale de l'os du fémur a été créé. Le fémur a été modélisé comme structure complète. Il est composé d'un centre spongieux entouré par un os cortical. L'implant se présente sous forme de vis avec la plate-forme régulière de 15 mm de diamètre et 150 mm de long [02].

Le modèle: est composé principalement de deux parties: (a) l'os fémoral et (b) l'implant. (Figure 4.3)

Le modèle complet qui comporte l'implant et l'os fémoral, a été réuni en utilisant SolidWorks, ensuite a été exporté vers le programme ABAQUS.

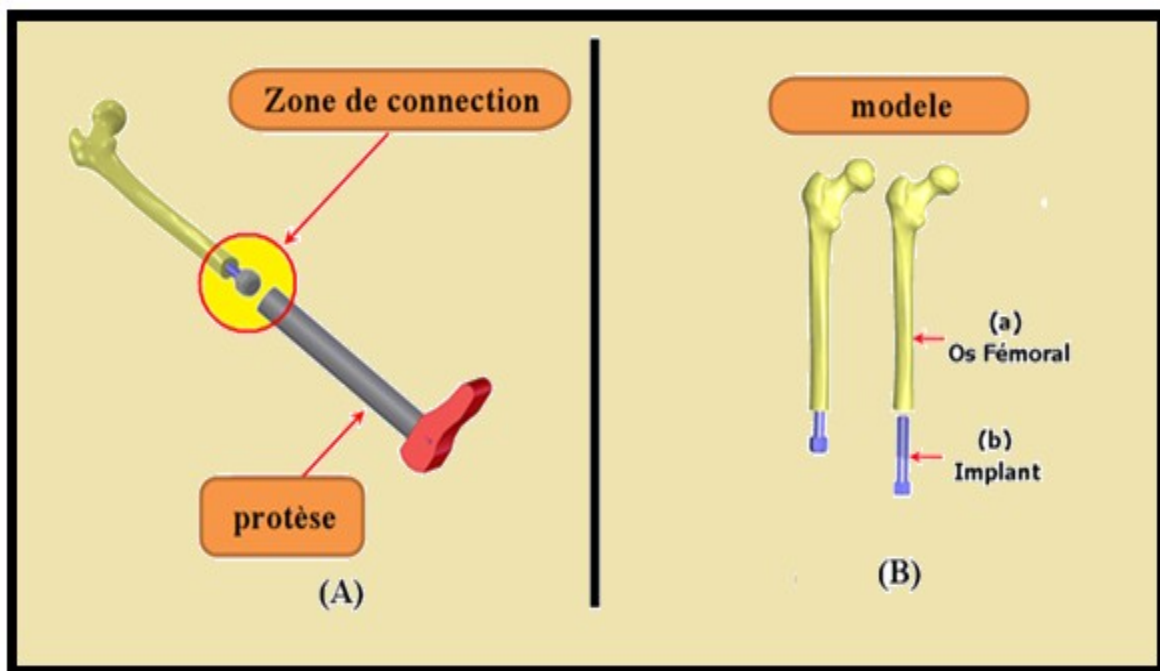


Figure 4.3 Composants des systèmes prothétiques (modèle géométrique).

### 4.3. Modèles de matériaux

Il a été montré dans [89] que le matériau de l'os n'est ni homogène ni isotrope et devrait être modélisé comme un matériau poreux avec une microstructure complexe.

Le tableau (4-1) regroupe les propriétés mécaniques des deux éléments constituant la prothèse fémorale. Le comportement des deux matériaux. [90]

Composant	Matériau	Module Élastique (E) (GPa)	Coefficient t de Poisson	Densité (kg/m <sup>3</sup> )
Implant	Titane	110	0,32	4428,8
Os Fémoral	Os cortical	$E_x = E_y = 11,5$ $E_z = 17$ $G_{xy} = 3,6$ $G_{xz} = G_{yz} = 3,3$	$\nu_{xy} = 0,51$ $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0,31$	1100
	Os spongieux	3	0,29	270

**Tableau 4.1** Résumé des composants et leur comportement mécanique [90].

### 4.4. Conditions aux limites

En général, les implants orthopédiques sont soumis à des chargements physiologiques complexes, mais dans une grande part des travaux de recherche consultés, les charges statiques axialement appliquées ont été assumées au lieu des charges cycliques dynamiques dirigées aux directions (X, Y, Z), ces dernières produites dans l'os fémoral pendant la marche [89].

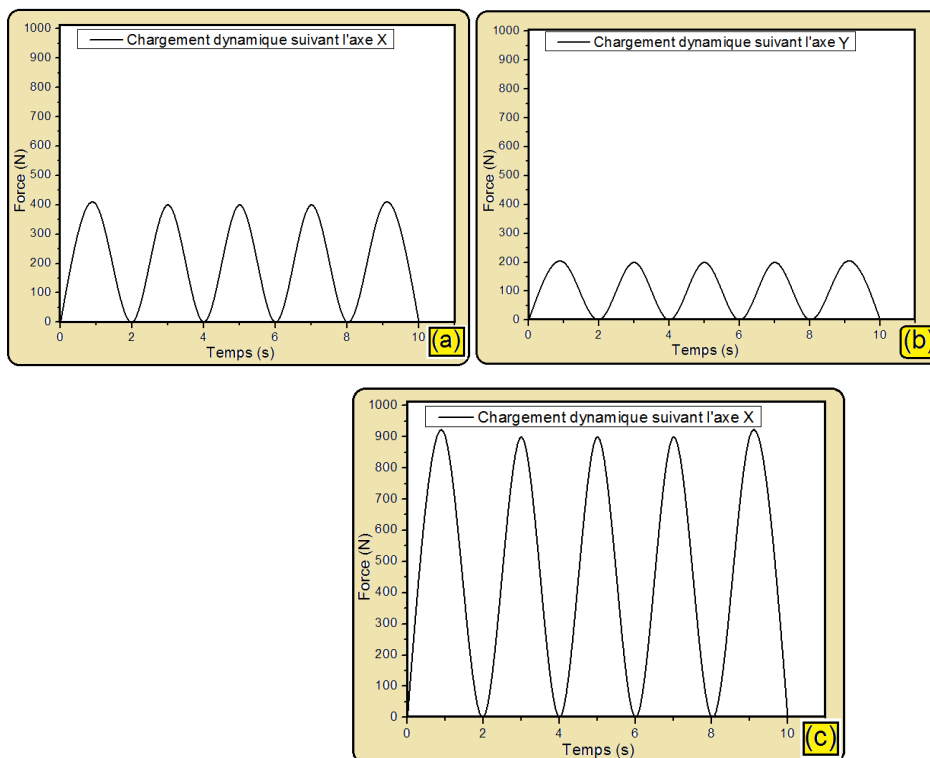
Dans cette étude, et afin de définir les conditions aux limites un système de coordonnées en 3 D a été défini par trois charge statique et dynamique (figures 4.4 - 4.5 - 4.6) sont exercées sur l'implant lors de porte de poids comme montre ci-dessus :-



- Un chargement statique appliqué suivant l'axe X
- Un chargement dynamique appliqué suivant l'axe X, (Fig.4.4.a)
- Un chargement statique appliqué suivant l'axe Y
- Un chargement dynamique appliqué suivant l'axe Y, (Fig.4.4.b)
- Un chargement statique appliqué suivant l'axe Z
- Un chargement dynamique appliqué suivant l'axe Z, (Fig.4.4.c)

Pour les conditions aux limites, trois zones sont présentées :

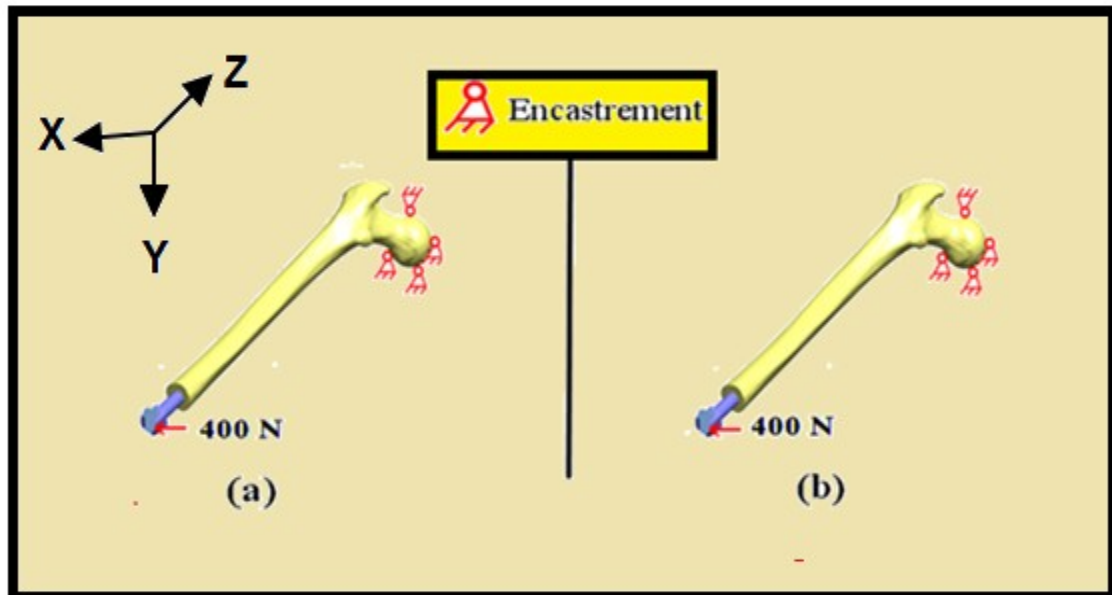
- Le tète supérieur de l'os fémoral est défini en tant qu'ayant des déplacements nuls.
- La surface supérieure de l'implant est soumise à une charge dynamique et statique de (400 N, 200N, 900 N) [91] dans les directions (X, Y, Z).
- Les autres surfaces sont traitées en tant que surfaces libres (charges nulles).



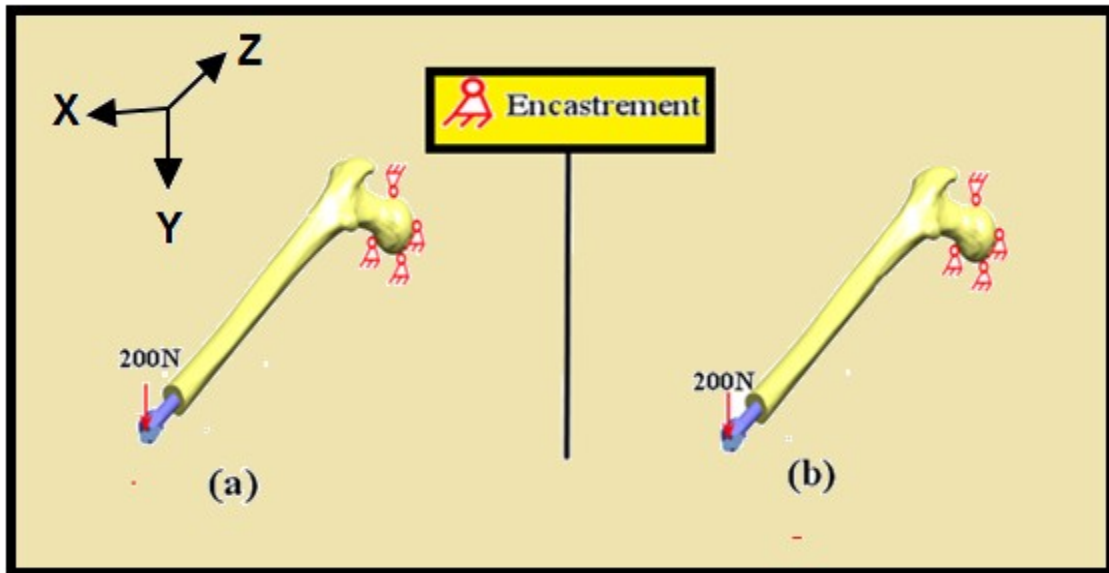
**Figure 4.4** Chargement dynamique en 10 s. (a) suivant l'axe X, (b) suivant l'axe Y et (c) suivant l'axe Z.

Pour l'analyse dynamique, le temps de chargement dépend de la nature de la marche appliquée. Une évolution temporelle des composantes de charge par 10 s. le modèle solide résultant de l'intersection de l'implant et l'os fémoral représente l'hypothèse de l'ostéo-intégration complète, ce qui limite tout déplacement relatif entre l'implant et l'os.

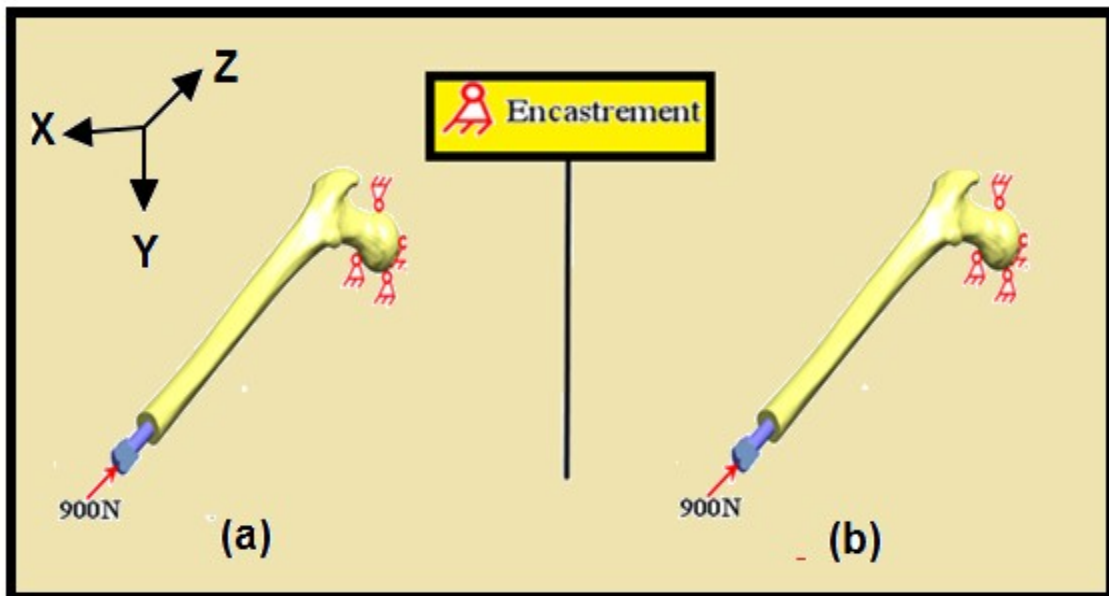
La qualité de la modélisation des diverses interactions possibles dans notre modèle a une influence importante sur la précision et la qualité des résultats. Pour cela, d'importants efforts de modélisation ont porté sur les conditions aux limites et la gestion des contacts entre les différents composants (os et implant).



**Figure 4.5** Chargement statique (a) et dynamique (b) appliqué suivant l'axe X



**Figure 4.6** Chargement statique (a) et dynamique (b) appliqué suivant l'axe Y



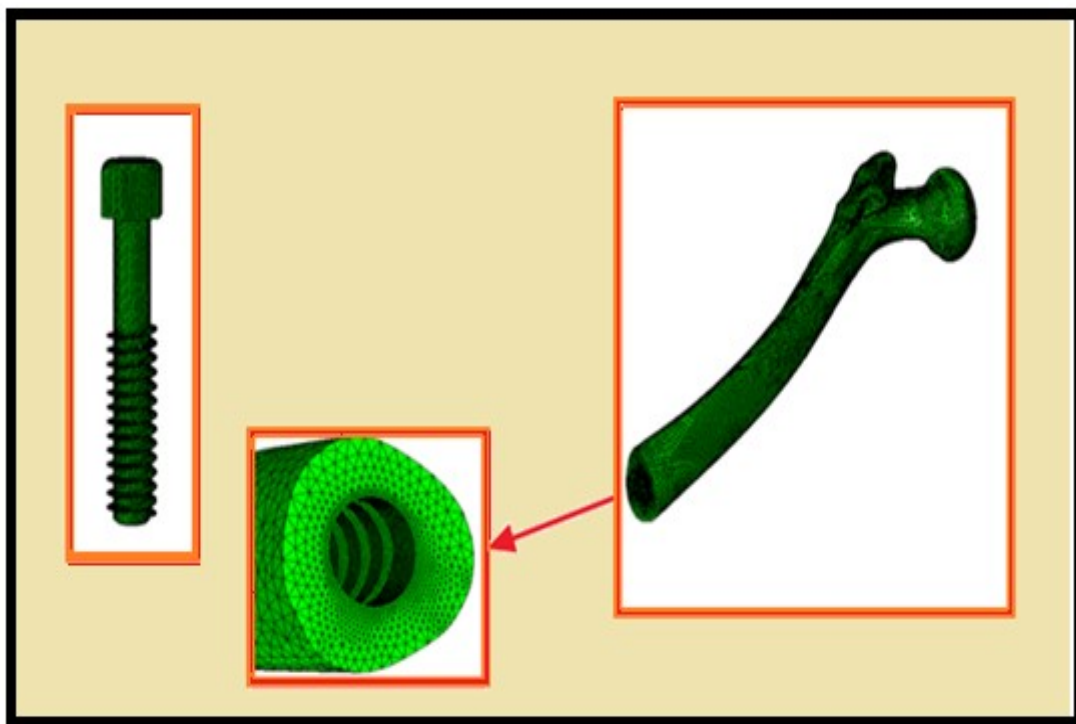
**Figure 4.7** Chargement statique (a) et dynamique (b) appliqué suivant l'axe Z

#### 4.5. États de l'interface

Les interfaces entre les composants de l'implant et l'os cortical et spongieux sont traitées comme des interfaces parfaitement collées.

## 4.6. Modèle d'éléments finis

Comme le montre la figure 4.8, les différentes composantes ont été maillées en éléments linéaires tétraèdres à quatre nœuds. Puisque l'interface os-implant est soumise aux contraintes maximales et déformations sous un chargement physiologique, on a jugé fondamental de raffiner le maillage au niveau de cette interface (Figure 4.6) afin d'aboutir à une précision optimale. Le maillage des composants est vérifié pour une utilisation dans une analyse des contraintes et déformations conséquentes par éléments finis



**Figure 4.8** Maillage utilisant des éléments linéaires tétraèdres

Un certain nombre de cas sont examinés afin de déterminer à un niveau phénoménologique de ce qui se passe lorsque le système implantaire est soumis à des charges spécifiques. Un certain nombre de conditions de chargement sont imposées sur la surface supérieure de l'implant du système implantaire et les distributions de contraintes correspondantes sont calculées.

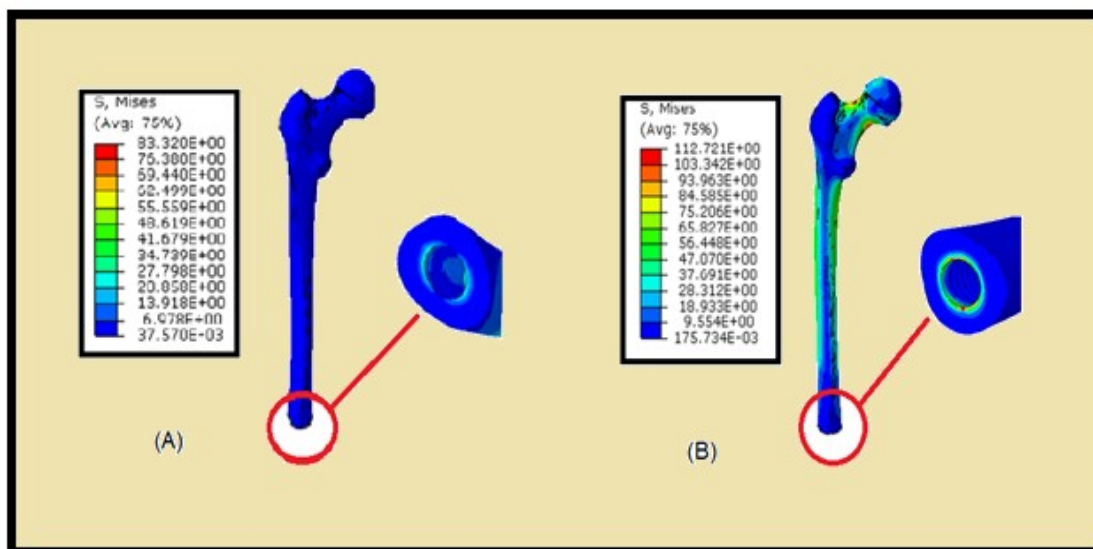
## 4.7 Répartition tridimensionnelle des contraintes équivalentes de von Mises dans l'implant et l'os

#### 4.7.1. Contraintes dans l'os fémoral

Les distributions de l'état global des contraintes pour chaque composante de notre modèle ont été présentées sous l'effet de charge axiale et horizontale dans les directions X, Y et Z. Une analyse qualitative et quantitative a été réalisée, basée sur une échelle de couleurs visuelle progressive, prédéfinie par le logiciel utilisé (*Abaqus*), allant du bleu foncé au rouge.

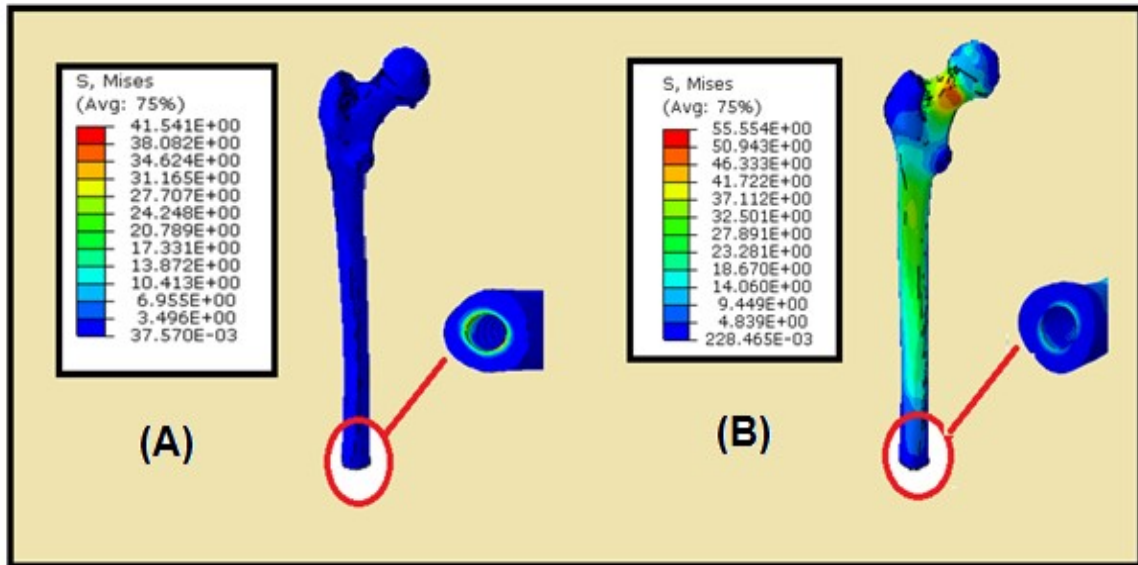
Afin de mettre plus de lumière sur la distribution des contraintes dans les différentes composantes du système, nous proposons de dresser dans cette section une étude de ces contraintes pour chacune de ces composantes pour différents types de chargement.

Les figures (4.9, 4.10, et 4.11) montrent la répartition de contraintes au niveau de l'os fémoral sous l'effet de 03 chargement mécanique (400, 200,900) MPa statique (A) et dynamique (B) suivant les trois axe principaux (X, Y, Z) de la structure, Ces dernières présentent le niveau des contraintes équivalentes de von Mises dans l'os. A partir de ces résultats obtenus, nous avons remarqué que le chargement dynamique engendre une forte concentration des contraintes par-apport au chargement statique, d'autre part la localisation dans les deux cas de chargement les contraintes sont enregistrée dans la tête de l'os fémorale due à la restriction de diamètre de la géométrie dans cette partie (effet d'entaille semi circulaire). Les autres régions les contraintes équivalentes de von Mises sont presque nulles, malgré ça l'intensité des contraintes n'atteintes pas la limite élastique.

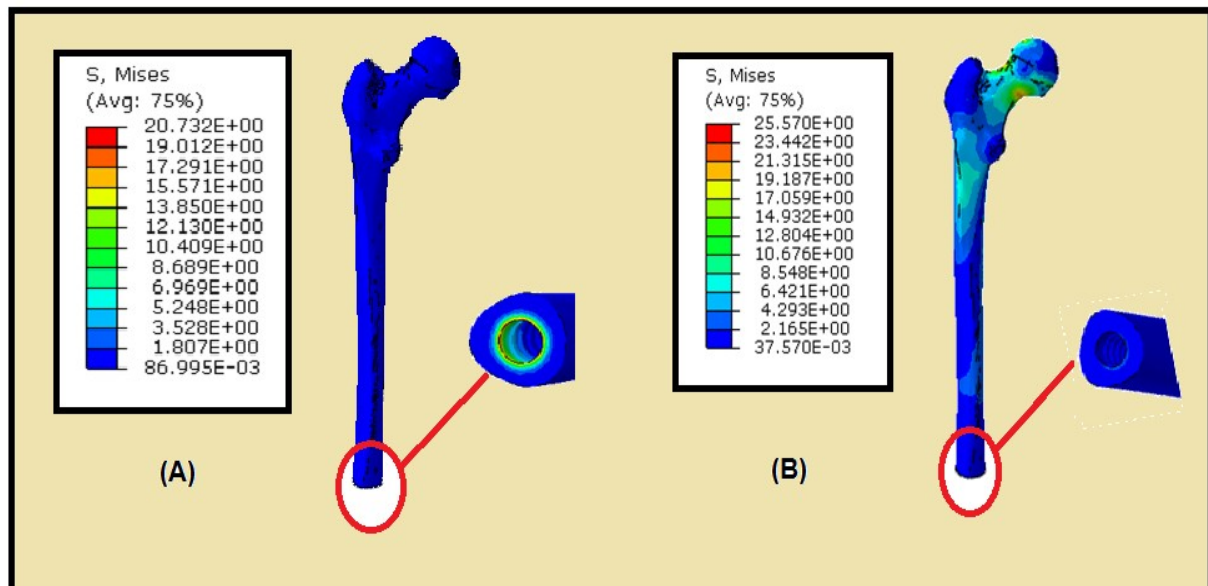


**Figur**  
**e 4.9** Repartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente dans l'os

fémorale (chargement appliqué suivant l'axe x): (A) chargement statique, (B) chargement dynamique appliqué



**Figure 4.10:** Répartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente dans l'os fémorale (chargement appliqué suivant l'axe Y): (A) chargement statique, (B) chargement dynamique appliqué



**Figure 4.11:** Répartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente dans l'os fémorale (chargement appliqué suivant l'axe Z): (A) chargement statique, (B) chargement dynamique appliqué

#### 4.7.2. Contraintes dans l'implant orthopédique

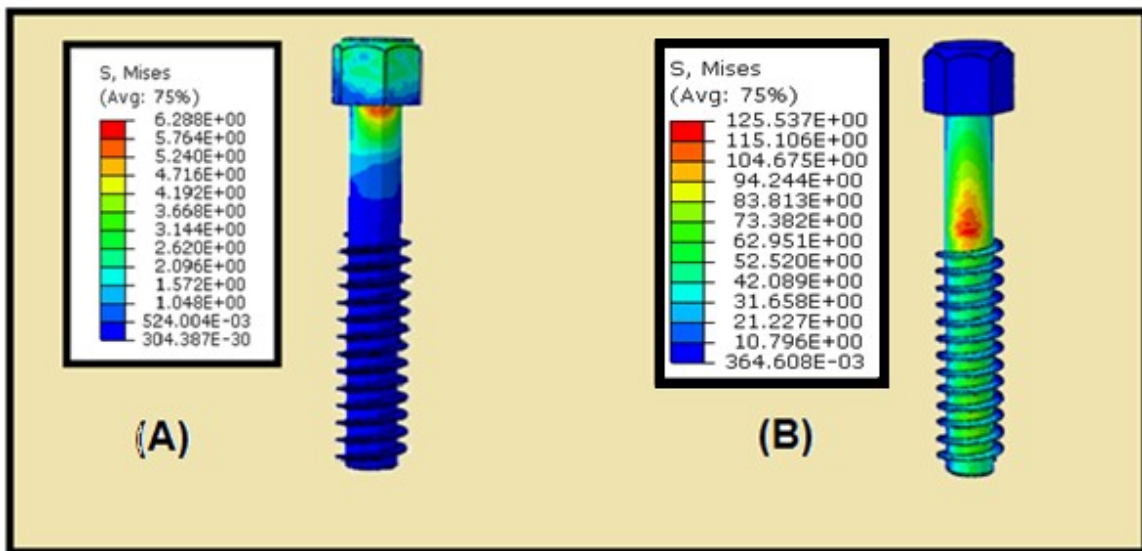
On s'intéresse seulement à l'analyse tridimensionnelle de la distribution de la contrainte de von Mises dans l'implant sous l'effet de chargement mécanique (A) statique et (B) dynamique (400, 200, 900) appliquée normalement aux trois axes principaux (X,Y,Z) de la prothèse fémoral (les figures. 4.11,4.12 et 4.13).

Un chargement appliqué perpendiculaire à l'axe de la structure (suivant l'axe X) (fig. 4.12) entraîne une forte concentration de la contrainte équivalente sur la partie supérieure libre de l'implant et plus particulièrement dans la partie proximale du cou de l'implant dans les deux cas (dynamique et statique). De plus, les pas de filets (arrêtes vives) localisent et concentrent fortement la contrainte de von Mises par effet d'entaille; sa répartition le long de l'implant est non homogène.

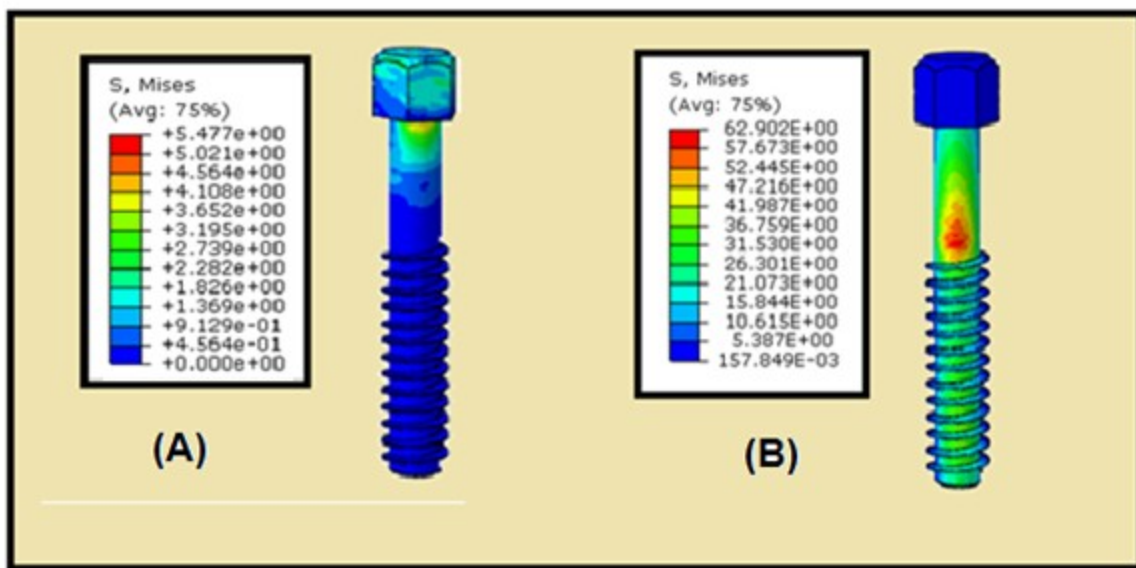
Un effort sur l'implant dirigé suivant l'axe Y et normal à la face latérale de l'os induit des contraintes de niveau et de distribution différents de ceux du premier chargement (fig. 4.13). En effet, la contrainte équivalente la plus forte dans les deux modèles est située sur la partie supérieure libre de l'implant et faces extérieures des implants et plus particulièrement dans le cou de l'implant. La zone proximale est intensivement sollicitée dans la zone où sont appliqués les efforts mécaniques. Dans les autres parties de l'implant le niveau des contraintes enregistré est quasiment le même.

La figure (4.14) montre qu'une force normale exercée parallèlement à l'axe de la structure selon la direction Z conduit à une répartition très hétérogène de la contrainte équivalente le long de l'implant dont l'intensité est largement plus faible que celle induite par les deux premiers chargements. La partie supérieure de l'implant est le siège de forte concentration de contrainte. La contrainte est intensivement répartie dans la région d'application de l'effort mécanique et dans la zone opposée à celui-ci. Dans les autres parties de l'implant la contrainte est quasiment uniformément répartie et son niveau reste faible.

Nous avons remarqué que l'effet de chargement dynamique appliqué sur trois axes principaux (X-Y-Z) de l'implant engendre une forte concentration des contraintes par-apport au chargement statique.

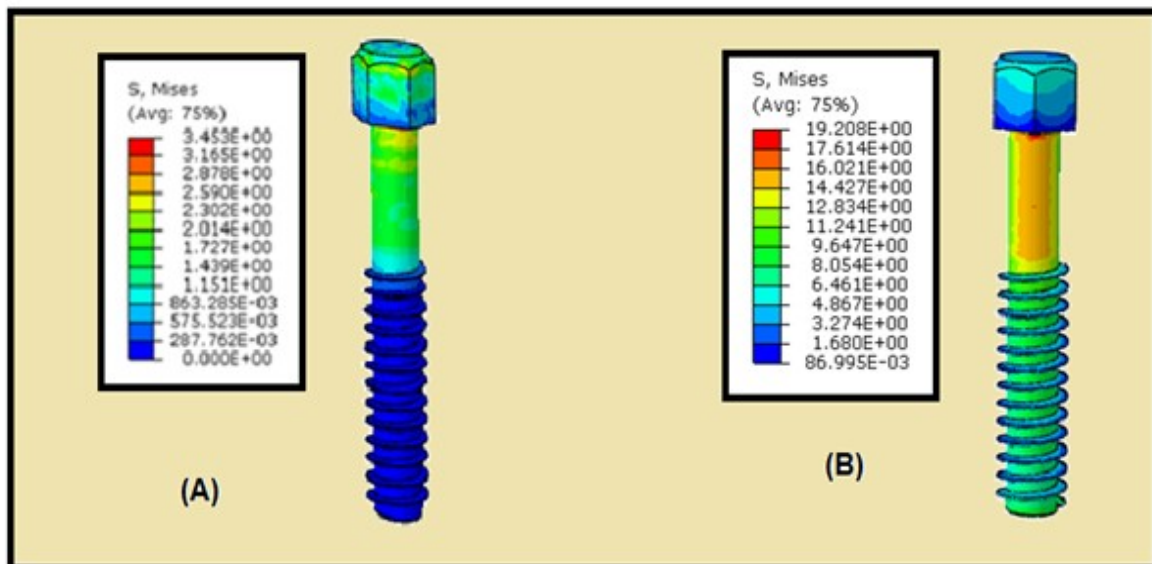


**Figure 4.12** Répartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente dans l'implant (chargement appliqué suivant l'axe x): (A) chargement statique, (B) chargement dynamique appliqué



**Figure 4.13** Répartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente dans l'implant (chargement appliqué suivant l'axe Y): (A) chargement statique, (B) chargement dynamique appliqué



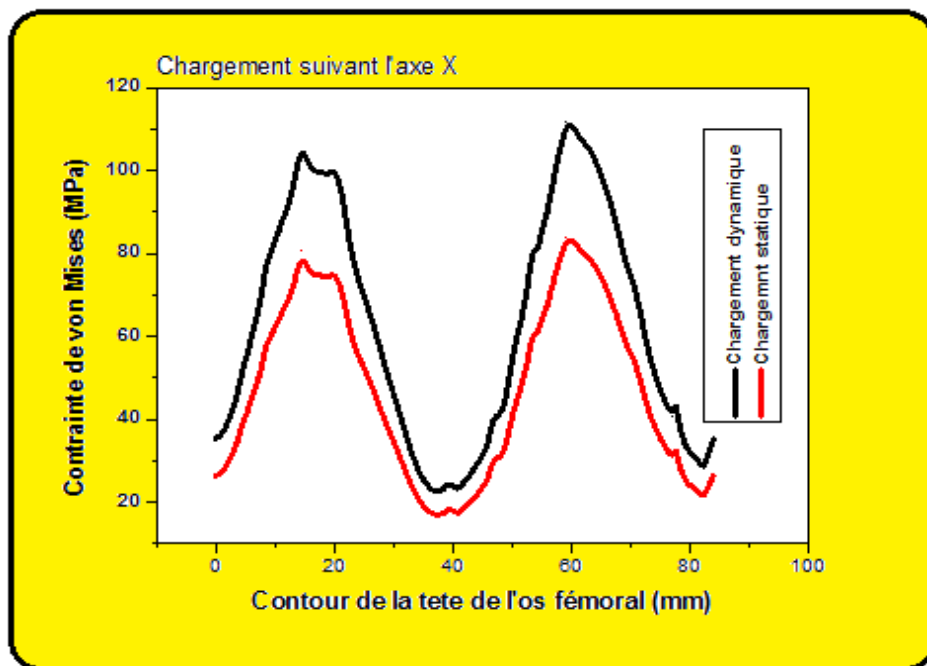


**Figure 4.14** Répartition tridimensionnelle de la contrainte équivalente dans l'implant (chargement appliqué suivant l'axe Z): (A) chargement statique, (B) chargement dynamique

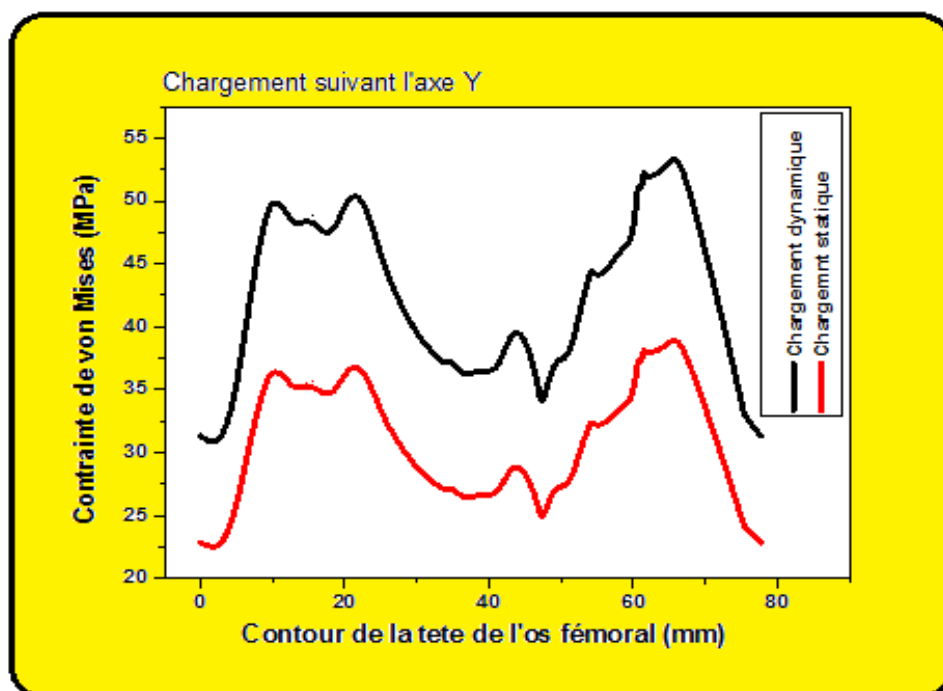
#### 4.8. Distribution des contraintes dans la tête fémorale

Partant du fait que la tête fémorale présente un niveau de contraintes dans la zone de restriction osseuse, nous avons procédé à l'analyse de la répartition des contraintes dans cette zone. La figure 4.15 confirme les constatations ci-dessus. A souligner ici que pour un chargement dynamique, la concentration de contraintes est maximale.

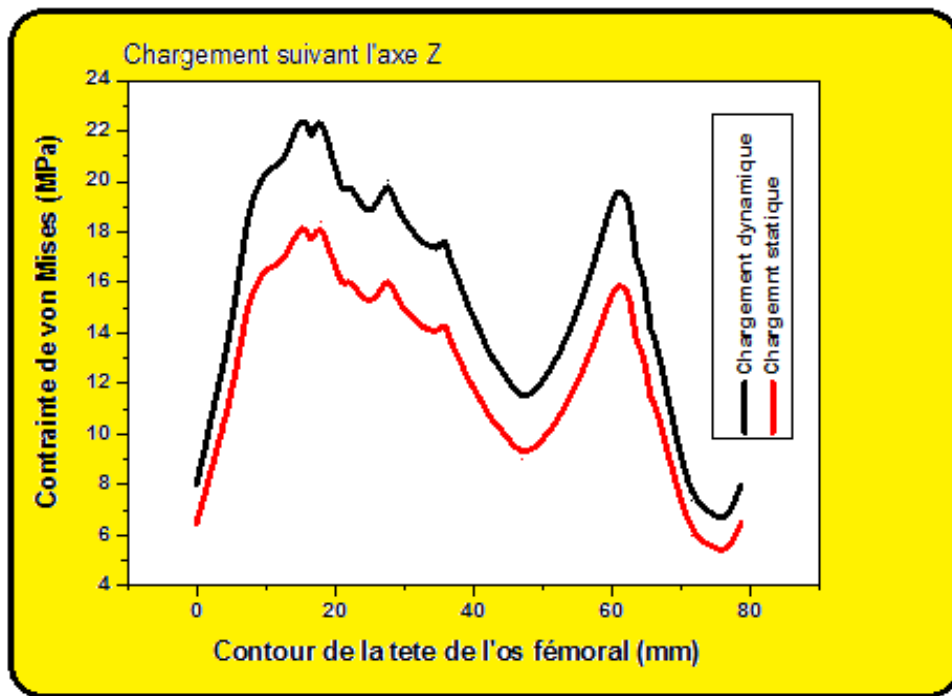
En somme, nous avons conclu que les contraintes dans l'os sont concentrées dans la tête fémorale, comme le montre clairement les trois figures A, B et C indiquant que le niveau de ces contraintes par l'effet du chargement suivant l'axe X est trois fois environ plus élevé que celui dans le cas du chargement suivant l'axe Z.



(A)



(B)

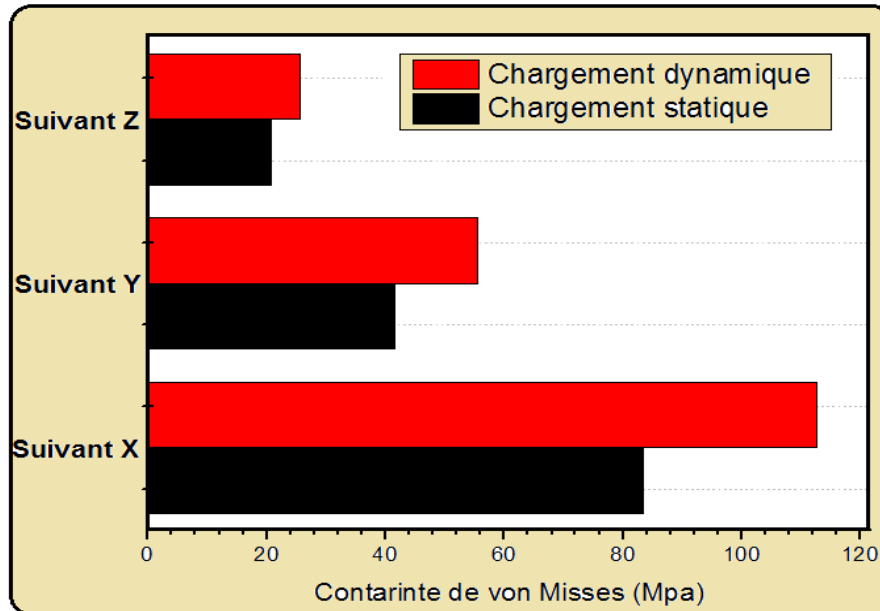


(C)

**Figure 4.15** Distribution des contraintes dans la tête fémorale

#### 4.9. Discussion

Une analyse tridimensionnelle par la méthode des éléments finis de la distribution des contraintes de Von Mises dans un système implantaire constitué de l'implant et de l'os fémorale sous l'effet de sollicitations mécaniques a été effectuée et les résultats ont été résumés dans la figure 4.16 ci-dessous.



**Figure 4.16** Histogramme des contraintes dans l'os

Un chargement appliqué sur la surface supérieure de l'implant entraîne une forte concentration de contraintes dans la tête fémorale de la zone d'encastrement. Cette zone est intensivement sollicitée du fait que sa géométrie entaillée [80]. De plus, c'est la zone subissant le maximum des forces physiologiques. Ceci n'élimine pas l'existence de contraintes relativement faibles à la zone osseuse en contact avec l'implant, justifiées par les charges de compression exercées sur l'implant. [89]

En effet, nous avons constaté pour un chargement suivant l'axe X, une concentration de contraintes la plus élevée par rapport aux autres chargements, dans les régions de la tête fémorale. Cette dernière étant plus sensible aux charges biomécaniques. A notre plus grande connaissance basée sur l'étude que nous avons réalisée, ceci peut être à priori justifié par les conditions aux limites appliquées sur le système. Mentionnons également que l'analyse effectuée prenait en considération un système implantaire indépendamment de la hanche et des muscles, ce qui a généré les plus fortes contraintes dans la tête fémorale dans le cas d'un os encastré [85]. Ceci justifie l'importance d'analyser le modèle complet avec la hanche afin de minimiser ce type de contraintes.

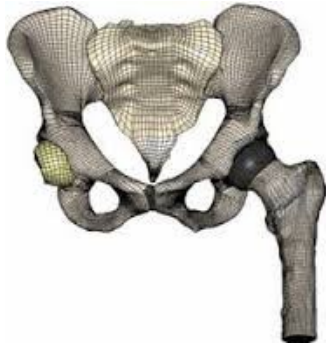
#### 4.10. Conclusion

La méthode des éléments finis (EMF) est une technique très précise utilisée pour l'analyse des contraintes structurelles. Avec son application dans l'ingénierie, cette méthode permet de résoudre de nombreuses équations pour calculer les contraintes sur la base des propriétés mécaniques des structures en cours d'analyse. (EMF) a de nombreux avantages mis en évidence par la possibilité d'inclure l'hétérogénéité et l'irrégularité du contour de l'os dans la conception du modèle et la facilité relative avec laquelle les charges peuvent être appliquées à différentes directions et grandeurs pour une analyse plus complète.

Comme une conclusion générale, sur la base des résultats de l'analyse par cette méthode numérique, les hypothèses suivantes sont obtenues à partir de cette étude par l'examen biomécanique. Il est visible que les contraintes se propagent dans la tête fémorale ainsi dans les régions de l'os qui sont plus proches de l'implant, et la diminution de leur ampleur vers la région externe. Ces contraintes atteignent le niveau le plus élevé dans la tête fémorale qui est juste à côté de la partie de fixation supérieure de l'os.

# CHAPITRE V

**L'Intérêt des Matériaux  
Amortisseurs dans  
l'Implantologie Orthopédique  
Fémorale**



# 5

## ***L'Intérêt des Matériaux Amortisseurs dans l'Implantologie Orthopédique Fémorale***

---

### **5.1. Introduction**

Ce chapitre a pour but d'expliquer les différentes techniques de la modélisation numérique dans l'étude du comportement biomécanique des systèmes d'implants orthopédiques tout en s'attardant sur leurs perspectives dans ce domaine. L'intérêt étant de permettre de prédire la performance d'un implant avant qu'il ne soit utilisé cliniquement. Cette méthodologie pourrait faire partie des exigences requises pour l'homologation d'un nouvel implant aux mêmes titres que le sont les tests expérimentaux pour les matériaux prothétiques.

L'objectif de ce chapitre est de fournir une analyse entre deux configurations géométriques des systèmes d'implants, de trouver l'effet des matériaux prothétiques sur l'os, de connaître l'influence d'un matériau amortisseur sur le transfert des charges à l'os et à l'implant, et de comparer leur comportement biomécanique. Il a été supposé que les paramètres géométriques des deux modèles sont tous identiques sauf la conception de la partie prothétique, ce qui a donné naissance à notre nouveau modèle d'implant avec barrière des contraintes.

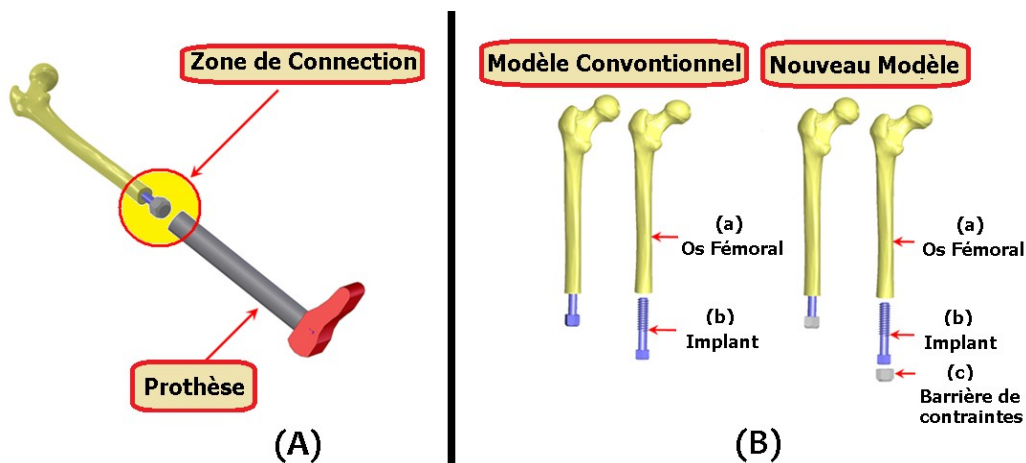
### **4.2. Modèle géométrique**

De la même manière utilisée dans le chapitre précédent, le modèle original en 3D d'une section a été construit en utilisant un logiciel de balayage tomographique (CT) prévu pour ce but. Ensuite, le logiciel Solidworks 3D, ont été utilisés afin de générer le modèle 3D final de l'os.

Dans cette étude, le modèle 3D d'origine d'une partie de l'os fémoral a été construit en utilisant la tomographie par ordinateur (CT) ou la technologie de balayage. La section fémorale a été traitée dans SolidWorks 3D (CAO, logiciel-2012), sur lequel le modèle solide 3D finale de l'os du fémur a été créé. Le fémur a été modélisé comme structure complète. Il est composé d'un centre

spongieux entouré par un os cortical .L'implant se présente sous forme de vis avec la plate-forme régulière de 15 mm de diamètre et 150 mm de long [02]. Le matériau d'amortissement est ajusté à l'implant fémoral et représenté un petit volume considérable de 2,5 mm du système d'implant et est assimilé dans le volume de la prothèse de membre inférieur (fig5.1.A). Dans cette étude, deux modèles orthopédiques ont été comparées (figure 5.1.B).

- Le modèle classique: est composé principalement de deux parties: (a) l'os fémoral et (b) l'implant.
- Le nouveau modèle se compose des mêmes parties du modèle classique et (c) le ligament artificiel est interposé entre l'implant et la prothèse fémorale d'un membre inférieur.



**Figure 5.1** Composants des systèmes prothétiques.

Le modèle complet qui comporte l'implant et l'os fémoral, a été réuni en utilisant SolidWorks, ensuite a été exporté vers le programme ABAQUS.

### 5.3. Modèles de matériaux

Comme mentionné précédemment, il est reconnu que l'os cortical présente de meilleures capacités de charge que l'os spongieux.

A la lumière de cela, les matériaux de l'os et les systèmes d'implants de nos deux modèles ont été considérés comme isotropes et élastiques linéaires. De plus, le ligament représente un volume considérable de 10 mm du système d'implant et est assimilé dans le volume de la prothèse. C'est un matériau mou, souple et élastique, qui peut être légèrement déformé entre l'implant et la prothèse lorsque la couronne est chargée.

Les propriétés des matériaux des systèmes prothétiques et l'os mandibulaire de la présente étude figurent dans le tableau 5.1 [90]



<b>Composante</b>	<b>Matériau</b>	<b>Module Élastique (E) (GPa)</b>	<b>Coefficient de Poisson</b>	<b>Densité (kg/m<sup>3</sup>)</b>
<b>Barrière</b>	Polymère	0,05	0,45	2200
<b>Implant</b>	Titane	110	0,32	4428,8
<b>Os Fémoral</b>	Os cortical	$E_x = E_y = 11,5$ $E_z = 17$ $G_{xy} = 3,6$ $G_{xz} = G_{yz} = 3,3$	$\nu_{xy} = 0,51$ $\nu_{xz} = \nu_{yz} = 0,31$	1100
	Os spongieux	3	0,29	270

**Tableau 5.1.** Résumé des composants et leur comportement mécanique [90].

#### 5.4. Conditions aux limites

En général, les implants orthopédiques sont soumis à des chargements physiologiques complexes, mais dans une grande part des travaux de recherche consultés, les charges statiques axialement appliquées ont été assumées au lieu des charges cycliques dynamiques dirigées directions (X, Y, Z), ces dernières produites dans l'os fémoral pendant la marche [89].

Dans cette étude, et afin de définir les conditions aux limites, trois charges dynamiques dans les trois directions (X,Y,Z), définissent un système 3D du même rang. Pour les conditions aux limites, trois zones sont présentées :

- La tête supérieur de l'os fémoral est défini en tant qu'ayant des déplacements nuls.
- La surface supérieure de l'implant est soumise à une charge dynamique combinée de (900 N, 400 N, 200 N) [91] dans les directions (X, Y, Z).
- Les autres surfaces sont traitées en tant que surfaces libres (charges nulles).

Une charge dynamique combinée a été appliquée à la surface centrale de la face libre de l'implant (Figure 5.2). Les conditions aux limites ont été appliquées pour empêcher toute forme de mouvements de translation dans notre modèle.

Pour l'analyse dynamique, le temps de chargement dépend de la charge appliquée. Une évolution temporelle des composantes de charge par 10 s est démontrée dans la Figure 5.3 Le modèle solide résultant de l'intersection de l'implant et l'os fémoral représente l'hypothèse de l'ostéo-intégration complète, ce qui limite tout déplacement relatif entre l'implant et l'os.

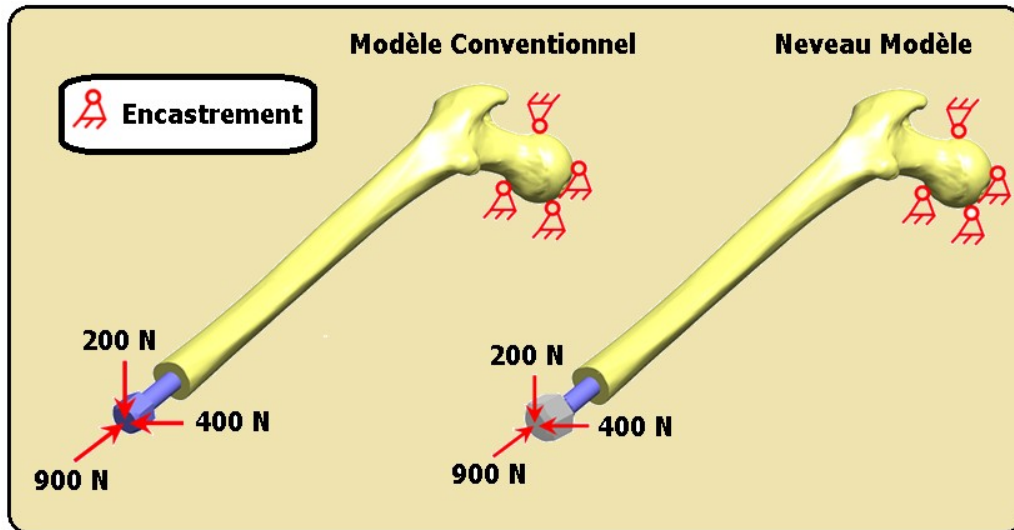


Figure 5.2 Conditions aux limites. [91]

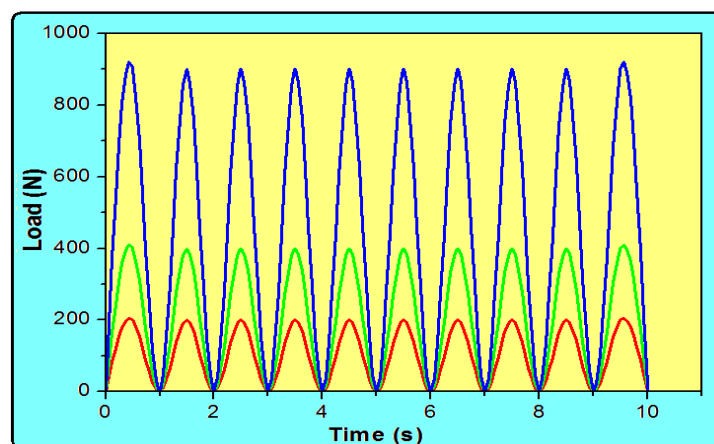


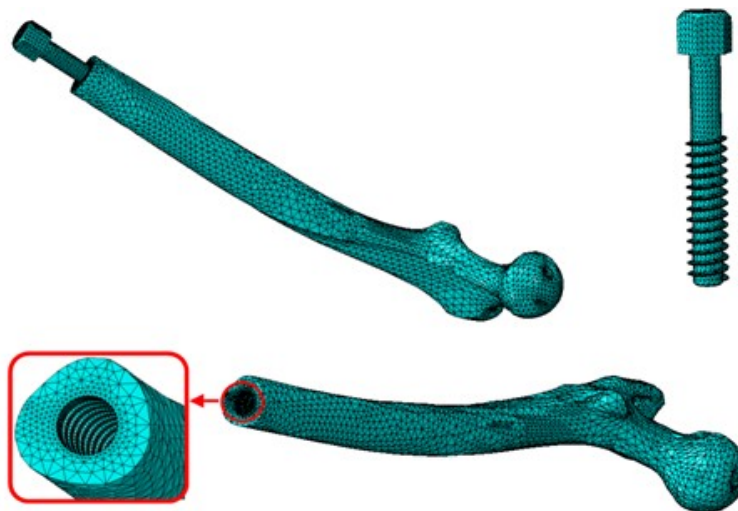
Figure 5.3 Chargement dynamique en 10 s.

## 5.5. États de l'interface

Les interfaces entre les composants de la barrière et l'implant, ainsi qu'entre l'os cortical et spongieux sont traitées comme des interfaces parfaitement collées.

## 5.6. Modèle d'éléments finis

Comme le montre la figure 5.4, les différentes composantes ont été maillées en éléments linéaires tétraèdres à quatre nœuds. Puisque l'interface os-implant est soumise aux contraintes maximales et déformations sous un chargement physiologique, on a jugé fondamental de raffiner le maillage au niveau de cette interface (Figure 4.6) afin d'aboutir à une précision optimale. Le maillage des composants est vérifié pour une utilisation dans une analyse des contraintes et déformations conséquentes par éléments finis.



**Figure 5.4** Maillage utilisant des éléments linéaires tétraédriques

## 5.7. Résultats

Dans cette étude, les distributions de la contrainte de von Mises dans la partie de l'os entourant l'implant ont été étudiées. Cette contrainte est une variable scalaire définie en fonction d'un ensemble de contraintes individuelles et, par conséquent, elle constitue un très bon représentant de l'état précis de l'ensemble des contraintes. Elle a été largement utilisée dans les études biomécaniques de l'os. [89-90]

Dans la première étape de cette étude, les distributions de l'état global des contraintes pour chacun des composants des deux modèles ont été étudiées en considérant des charges axiales et horizontales combinées. Une analyse qualitative et quantitative a été effectuée, basée sur une échelle de couleur visuelle progressive, allant du bleu foncé au rouge, comme le montre la figure 5.5

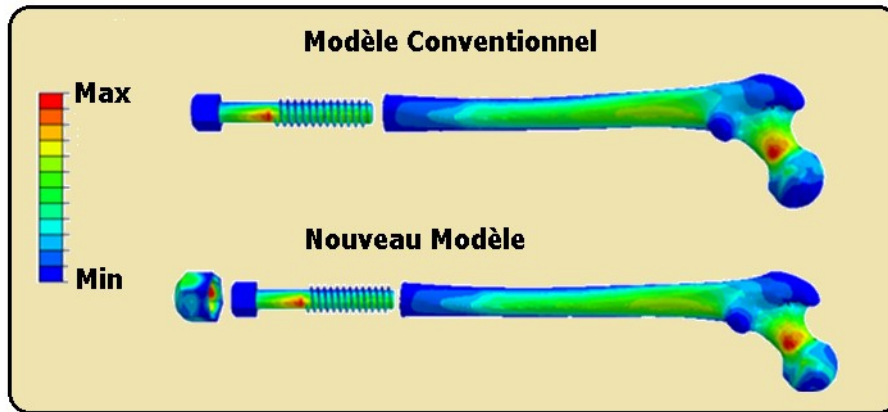
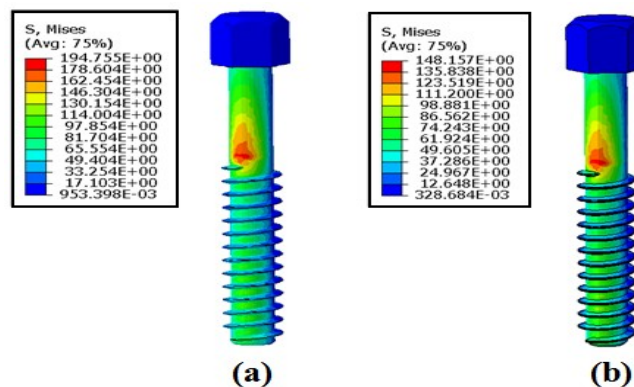


Figure 5.5 Distributions des contraintes de von Mises allant du bleu foncé au rouge

## 5.8. Contraintes dans l'implant

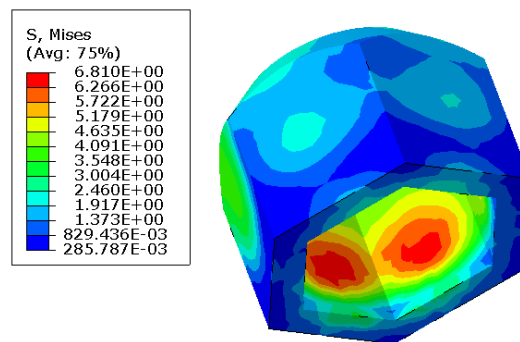
La figure 5.6 montre la distribution de la contrainte de von Mises dans l'implant sous l'effet des sollicitations mécaniques appliquées aux trois axes principaux du système d'implant. Dans les deux modèles les zones de concentration de contrainte situées sur les faces extérieures des implants et plus particulièrement dans le cou de l'implant. Dans les autres parties de l'implant la contrainte est quasiment uniformément répartie et son niveau reste faible.



**Figure 5.6** Distribution des contraintes dans l'implant pour les deux modèles. (a) modèle conventionnel, (b) Nouveau modèle

## 5.9. Contraintes dans la barrière

La distribution des contraintes de von Mises dans la barrière montre une augmentation de ces dernières dans la zone de connexion interne entre l'implant et cette barrière (Figure 5.7). Toutefois, l'étude que nous avons menée montre que ces contraintes sont les plus faibles par rapport à celles au sein des autres composants du système d'implant. Ceci revient au fait que le matériau dont la barrière est constituée présente de très faibles propriétés mécaniques et par conséquent, les contraintes sont dissipées dans la déformation élastique de ce dernier.



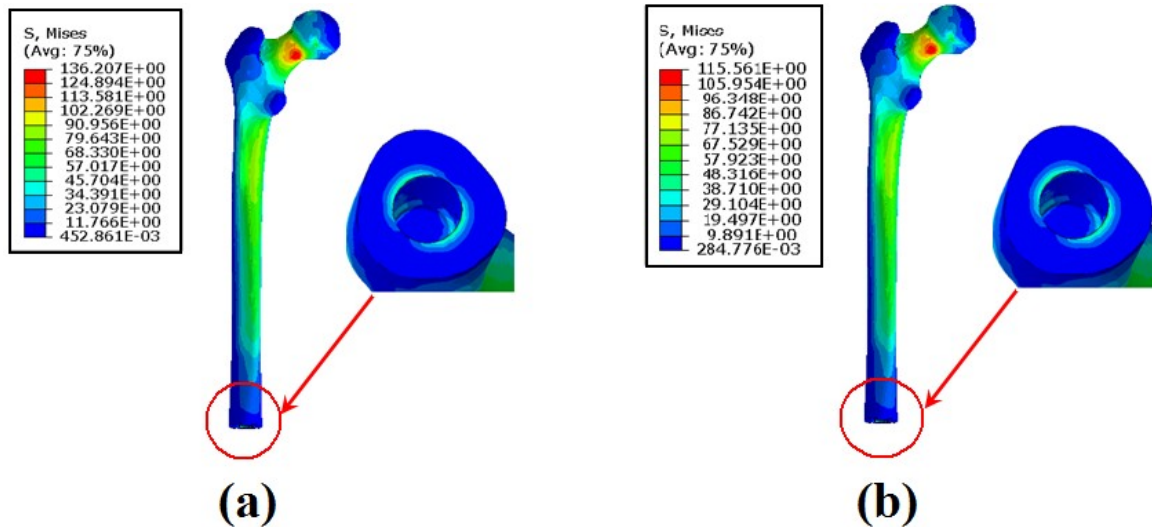
**Figure 5.7** Distribution des contraintes dans la barrière

## 5.10. Contraintes dans l'os

On s'intéresse seulement à l'analyse tridimensionnelle de la distribution de la contrainte de von Mises dans l'os fémorale sous l'effet de différent chargement cyclique appliquée normalement aux trois axes principaux du système d'implant. Un chargement appliqué à la surface implantaire induit des contraintes équivalentes dans l'os fortement situées sur La tête fémorale de l'os en niveau de l'encastrement. Cette répartition de la contrainte est due aux efforts de compression exercés par la contrainte appliquée.

Le zone implantaire et sur une partie de sa surface supérieure a également connu un niveau de contraintes, mais de faibles valeurs par rapport à la tête fémorale.

De plus, ces contraintes ont tendance à se réduire progressivement en s'éloignant de cette zone. (Figure 5.8)



**Figure 5.8** Distribution des contraintes dans l'os fémoral pour les deux modèles.

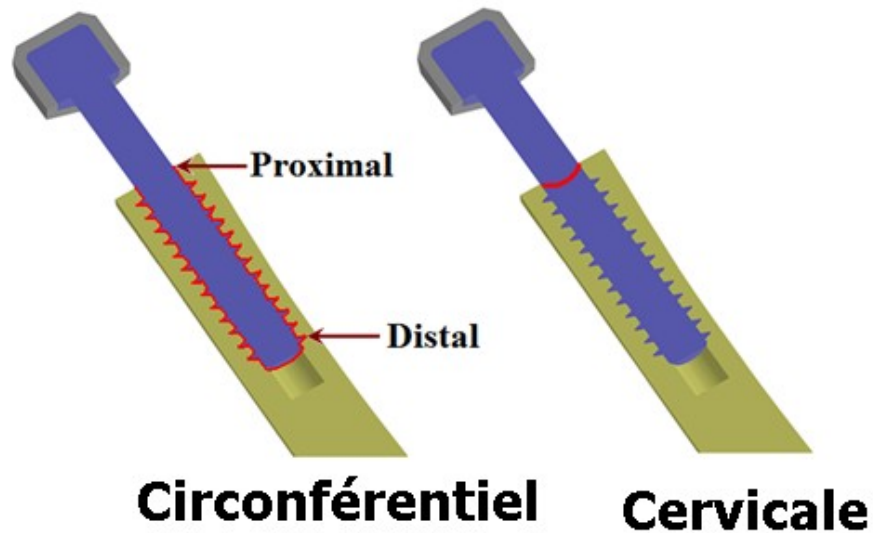
(a) modèle conventionnel, (b) Nouveau modèle

## 5.11. Variation de la contrainte équivalente dans l'interface os-implant

Dans la deuxième phase de cette étude, les deux modèles ont été comparés afin d'étudier l'effet de la barrière sur la distribution de contraintes dans l'os fémoral. Ces contraintes ont été obtenues à partir de l'analyse permettant l'examen de l'effet des charges combinées horizontales ainsi que verticales, car le comportement de l'os sous ces deux charges est différent.

La figure 5.9 montre des allures au long de l'interface os-implant aux sections cervicale et circonferentielle exprimant les différentes variations des contraintes dans l'os fémoral à ces interfaces. Plusieurs graphiques ont été produits pour réaliser des comparaisons entre les deux

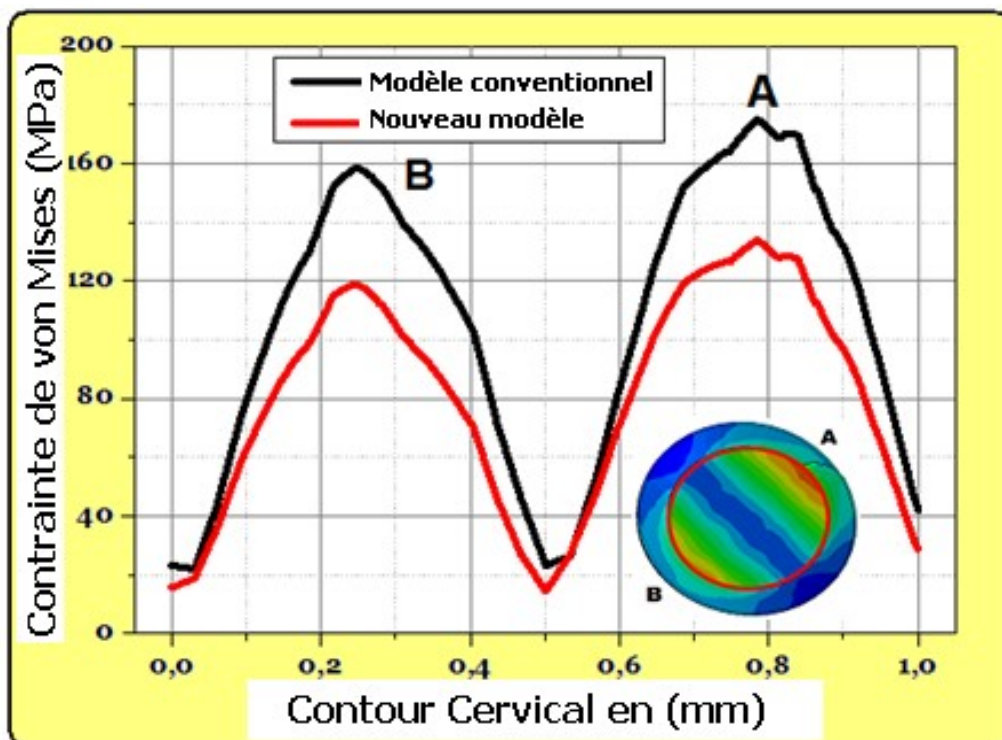
géométries du système d'implant et étudier les niveaux de contraintes de von Mises (minimales et maximales) pour les deux modèles.



**Figure 5.9** Représentation en allures de l'interface os-implant.

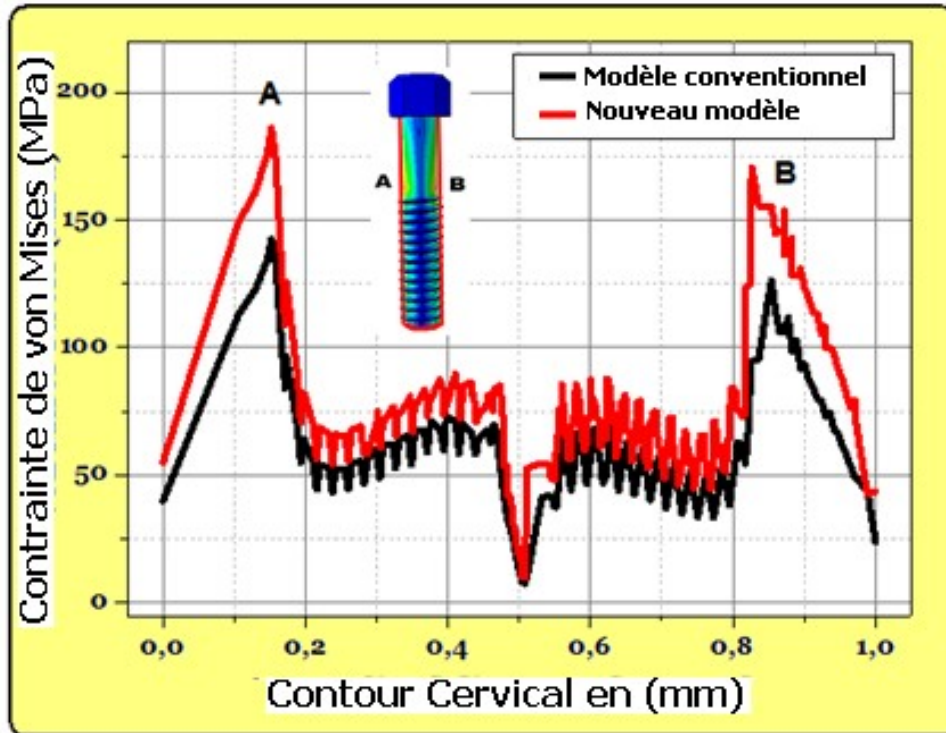
Les figures 5.10-a et 5.10-b montrent la distribution des contraintes de von Mises le long de la section transversale de l'os dans les deux modèles.

Dans la partie implantaire, les plus grandes contraintes se sont produites dans la région cervicale de l'os cortical du côté en vertu de celui représentant la région encastrée de la tête fémorale, sachant que cette dernière représente une géométrie complexe. En effet, les valeurs maximales de ces contraintes ont été enregistrées, comme le montrent les seuils A et B, dans la figure 5.9 sur la ligne cervicale proximale.



(a)





(b)

**Figure 5.10** Répartition des contraintes dans l'os fémoral

(a) contour cervical, (b) contour circonférentiel

Nous avons remarqué que l'implant conventionnel a présenté une concentration élevée de contraintes dans l'os fémoral autour de l'implant (Figures 5.10). Ces contraintes ont diminué de valeurs dans le sens proximo-distal, avec une légère augmentation sur les filets réalisés pour la fixation de l'implant sont le siège de concentration de contrainte par effet d'entaille pouvant être fatale pour l'os. D'autre part, une contrainte de niveau très élevé peut être source de douleur pour le patient. Un tel chargement est dangereux pour la durabilité de la structure.

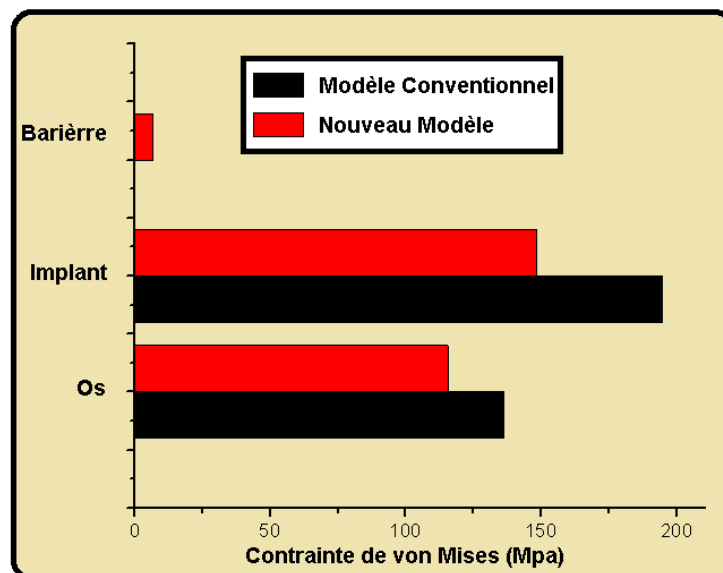
Dans le nouveau modèle avec barrière, l'allure qualitative de distribution de contraintes sur le contour cervical était assez similaire avec le modèle conventionnel, cependant, il existe une différence importante dans la partie cervicale proximale de l'os.

En somme, ces résultats montrent que le niveau des contraintes à l'interface et dans la tête fémoral de l'os dans le modèle avec barrière est inférieur à celui pour modèle classique, ce qui n'est pas le cas de celui des contraintes dans les autres zones osseuses où leur intensité est relativement

similaire. Toutefois, les figures ci-dessous, montrent que c'est le type de chargement horizontal qui est à l'origine de l'induction du niveau de contraintes maximales dans l'os. Cette constatation a été enregistrée pour les deux modèles. A notre plus grande connaissance basée sur l'étude que nous avons réalisée, ceci peut être à priori justifié par les conditions aux limites appliquées sur le système ainsi que par la forme géométrique de l'os.

## 5.12 Discussion

Une analyse tridimensionnelle par la méthode des éléments finis de la distribution des contraintes de von Mises dans un système orthopédique implantaire constitué de la prothèse externe, de l'implant, de barrière et de l'os fémoral sous l'effet de sollicitation mécanique a été effectuée et les résultats ont été résumés dans la figure 5.11 ci-dessous.



**Figure 5.11** Histogramme des contraintes de von Mises pour chaque composant dans les deux modèles.

Un chargement appliqué sur la surface de l'implant entraîne une forte concentration de contraintes dans la partie supérieure de la tête fémorale de au niveau de l'articulation de la hanche. Cette zone est intensivement sollicitée du fait que sa géométrie complexe [89]. De plus, c'est la zone subissant le maximum des forces physiologiques. Ceci n'élimine pas l'existence de contraintes relativement faibles à la zone de fixation de l'implant en contact avec l'os cortical, justifiées par les charges de compression exercées sur les systèmes implantaire. [91-86]

Dans cette étude, la concentration des contraintes s'est produite uniquement dans un seul coté du cou et non pas autour comme trouvé dans des études antérieures [86]. Ces conclusions sont en fait en concordance avec nos résultats. Toutefois, cette situation peut produire des pertes osseuses pathologiques au niveau de la région cervicale de l'implant par atrophie et près de son extrémité à

cause des charges excessives. De plus, le nouveau implant avec barrière fourni une faible répartition des contraintes du haut de l'implant vers sa région distale [91-90].

Indépendamment de la direction et la valeur du chargement, l'implant résiste au maximum de contraintes par rapport à l'os fémoral. La raison pourrait être son haut module élastique ( $E=110000$  MPa) [47], ce qui est de six fois environs le module d'élasticité de l'os cortical qui est de 17000 MPa et de 36 fois environs le module d'élasticité de l'os spongieux (3000MPa)[49] .

Dans cette recherche, les deux modèles présentés ont indiqué l'existence d'une concentration de contraintes à la même région du cou, c'est à dire, la zone supérieure de la couche corticale. Ceci s'explique par le contact intime entre l'os cortical et l'interface de l'implant, ce qui explique que la charge appliquée à l'implant est directement transmise à l'os cortical.

Ce sont en effet les raisons principales que les contraintes maximales ont tendance à augmenter dans l'os cortical. Ceci justifie le fait que les pertes osseuses dans cette zone sont liées à cette concentration de contraintes [51-52] et donne à penser qu'une grande importance doit être accordée au contact de l'implant avec la couche corticale de l'os.

Dans certaines grandes études en radiologie, les implants chargés présentaient des pertes osseuses typiques autour du col de l'implant [58]. Ceci concorde bien avec les résultats de notre étude basée sur la méthode des éléments finis, dans lesquels il a été confirmé que les plus hauts niveaux de contraintes se sont produits essentiellement dans cette zone.

Cependant, la tête fémorale représente le niveau de contraintes le plus élevé par rapport aux autres parties osseuses. Ceci est également dû à l'effet de la géométrie complexe et non uniforme de cette zone ainsi que la nature du mouvement et de chargement sur la répartition des contraintes qui en dépend fortement. [89]

Il est très clair sur la figure 4.13 que la barrière présente le niveau de contraintes le plus bas par rapport aux autres composantes du fait de ses faibles propriétés mécaniques comme déjà mentionné. De plus, cet organe est situé entre l'os et l'implant et joue un rôle amortisseur des chocs mécaniques exercés sur l'os fémoral.

En somme, les résultats obtenus fournissent une solution efficace qui ne compromet pas les niveaux de contraintes appliquées dans l'os. De plus, cette géométrie qui prend les pics de contraintes loin de la crête osseuse doit être celle choisie pour un usage clinique.

### 5.13 Conclusion

La méthode des éléments finis (MEF) est une technique très précise utilisée pour l'analyse des contraintes structurelles. Avec son application dans l'ingénierie, cette méthode permet de résoudre de nombreuses équations pour calculer les contraintes sur la base des propriétés mécaniques des structures en cours d'analyse. MEF a de nombreux avantages mis en évidence par la possibilité d'inclure l'hétérogénéité et l'irrégularité du contour du système d'implant dans la conception du modèle et la facilité relative avec laquelle les charges peuvent être appliquées à différentes directions et grandeurs pour une analyse plus complète.

*Comme une conclusion générale, sur la base des résultats de l'analyse par cette méthode numérique, les hypothèses suivantes sont obtenues à partir de cette étude par l'examen biomécanique. Il est visible que les contraintes se propagent dans la tête fémorale de l'os qui est plus proches de la hanche, et la diminution de leur ampleur vers la région externe. Ces contraintes atteignent d'autre niveau de moindre valeur dans les zones d'os cortical qui sont juste à côté de la partie de fixation cervicale supérieure de l'implant. Enfin, il est très important de souligner le rôle de l'amortisseur dans l'absorption des chocs que subisse l'os en provenance des charges de physiologique.*

## Conclusion Générale

Les implants orthopédiques ont été étudiés et utilisés pour le remplacement des organes manquants depuis plusieurs années. Il a été bien connu que le succès de ces implants dépende fortement de leur stabilité initiale et d'ostéo-intégration à long terme, dus à la distribution optimale des efforts dans l'os fémoral. Pour cette raison, l'étude de solutions rationnelles permettant de réduire ces efforts est devenue un axe de recherche très intéressant dans ce domaine.

Il est indispensable de conclure que les champs de contraintes autour des implants ostéo-intégrés sont affectés par un certain nombre de critères biomécaniques, comprenant le type de chargement, les propriétés des matériaux de l'implant et de la prothèse, leur géométrie, la qualité de la surface, la qualité et la quantité de l'os, et la nature de l'interface os-implant.

En ce qui concerne le système d'implant, les paramètres de conception qui affectent principalement les distributions des contraintes dans l'os, incluent le biomatériau utilisé ainsi que la géométrie de l'implant et la prothèse. Pour augmenter la surface de l'ostéo-intégration, les implants filetés sont actuellement préférés par rapport aux implants cylindriques lisses. Selon la qualité osseuse, les traitements de surface et le type du filetage peuvent influencer de manière significative l'efficacité de l'implantation, en termes de stabilité initiale et de la nature biomécanique de l'interface os-implant après l'implantation.

Plusieurs alternatives visant à réduire les forces transmises aux implants ont été étudiées. Ainsi, un nouveau concept d'ajouter un amortisseur aux composants prothétiques du système d'implant entre la prothèse et l'implant a été étudié afin d'atténuer les chocs mécaniques et l'effort concentré à la tête fémorale. La nouvelle conception du système d'implant a été évaluée par la technique des éléments finis tridimensionnelle (3D) en se basant sur une simulation numérique qui a permis d'analyser l'effet du matériau amortisseur sous une charge physiologique sur les efforts équivalents de von Mises induits dans l'os fémorale.

Ces efforts ont été comparés à ceux provoqués dans l'implant normalisé. L'étude de la distribution des contraintes a indiqué que l'effort était maximal autour du dessus de l'implant avec des intensités variables dans les différents cas de chargement. L'effort était maximal dans la tête fémorale et le plus faible dans les autres parties de l'os.

De manière générale, le nouveau système d'implant proposé a provoqué des contraintes inférieures dans l'os fémoral grâce à l'effet d'amortissement des efforts par l'amortisseur de contraintes que nous avons proposé.

## Références bibliographiques

---

- [1]** Branemark.PL, Breine. U, Adell. R, Hansson.BO, Ohlsson. A, Intra osseous anchorage of dental protheses. Experimental study. Scand J plastReconstructSurg.81-100(1969).
- [2]** Diouf A. Implantation immédiate après extraction dentaire : à propos de quatre cas cliniques colligés au Sénégal. Thèse chir. dent 2eme cycle.09, (2004).
- [3]** Waters, R. L. and S. Mulroy (1999). 11The energy expenditure of normal and pathologie gait.11 Gait & Posture 9(3): 207.
- [4]** Viel, E., F. Plat, et al. (1979). La marche humaine. Paris, Masson.
- [5]** Goh, J. C., S. E. Solomonidis, et al. (1984). "Biomechanical evaluation of SACH and uniaxial feet." Prosthet Orthot Int 8(3): 147-54.
- [6]** Winter, D. A. and S.E. Sienko (1988). 11 Biomechanics of below-knee amputee gait.11 J Biomech 21(5): 361-7.
- [7]** Perry, J. (2003). Amputee Gait. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. S. D. G., M. J. W. and B. J. H., Bane and Joint Decade: 367-384
- [8]** Powers, C. M., S. Rao, et al. (1998). 11Knee kinetics in trans-tibial amputee gait.11 Gait Posture 8(1): 1-7.
- [9]** Gitter, A., J. M. Czerniecki, et al. (1991). "Biomechanical analysis of the influence of prosthetic feet on below-knee amputee walking." Am J Phys Med Rehabil 70(3): 142-8
- [10]** Nolan, L. and A. Lees (2000). 11The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees.11 Prosthet Orthot Int 24(2): 117-25.

- [11]** Sanderson, D. J. and P. E. Martin (1997). 11Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking.11 *Gait & Posture* 6(2): 126
- [12]** Fraisse, N., N. Martinet, et al. (2008). "Les muscles de l'amputé tibial." *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique* 51(3): 218.
- [13]** Pinzur, M. S., W. Cox, et al. (1995). 11The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with trans-tibial amputation: a preliminary report.11 *J Rehabil Res Dev* 32(4): 373-7.
- [14]** Beyaert, C., C. Grumillier, et al. (2008). 11Compensatory mechanism involving the knee joint of the intact limb during gait in unilateral below-knee amputees.11 *Gait Posture* 28(2): 278-84.
- [15]** Grumillier, C., N. Martinet, et al. (2008). 11Compensatory mechanism involving the hip joint of the intact limb during gait in unilateral trans-tibial amputees.11 *J Biomech* 41(14): 2926-31
- [16]** Ehara, Y., M. Beppu, et al. (1993). "Energy storing property of so-called energy-storing prosthetic feet." *Arch Phys Med Rehabil* 74(1): 68-72.
- [17]** Prince, F., D. A. Winter, et al. (1994). 11New technique for the calculation of the energy stored, dissipated, and recovered in different ankle-foot prostheses. 11 *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering* 2(4): 247.
- [18]** Hafner, B. J. (2005). 11Clinical prescription and use of prosthetic foot and ankle mechanisms: A review of the literature.11 *Journal of Prosthetics and Orthotics* 17(4 SUPPL.): S5.
- [19]** Lehmann, J. F., R. Price, et al. (1993). 11Comprehensive analysis of dynamic elastic response feet: Seattle Ankle/Lite Foot versus SACH foot.11 *Arch Phys Med Rehabil* 74(8): 853-61
- [20]** Snyder, R. D., C. M. Powers, et al. (1995). 11The effect of five prosthetic feet on the gait and loading of the sound limb in dysvascular below-knee amputees.11 *J Rehabil Res Dev* 32(4): 309-15
- [21]** Hofstad, C., H. Linde, et al. (2004). "Prescription of prosthetic ankle-foot mechanisms after lower limb amputation." *Cochrane Database Syst Rev*(1): CD003978
- [22]** Hafner, B. J., J. E. Sanders, et al. (2002). 11Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis?11 *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 17(5): 325-44.
- [23]** Postema, K., H. J. Hermens, et al. (1997). 11Energy storage and release of prosthetic feet. Part 1: Biomechanical analysis related to user benefits.11 *Prosthet Orthot Int*21(1): 17-27. 162/



- [24]** Gottschalk, F. A. and M. Stills (1994). "The biomechanics of trans-femoral amputation." *Prosthet Orthot Int* 18(1): 12-7...
- [25]** Sabolich, J. (1985). "Contoured adducted trochanteric - controlled alignment method (cat-cam): Introduction and basic principles." *Clinical Prosthetics and Orthotics* 9: 15-26.
- [26]** Michael, J. W. (1990). "Current concepts in above-knee socket design." *Instr Course Lect* 39: 373-8.
- [27]** Branemark, R., P. I. Branemark, et al. (2001). "Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review." *Journal of Rehabilitation Research and Development* 38(2): 175.
- [28]** Frossard, L., N. Stevenson, et al. (2006). "Activités quotidiennes d'un amputé transfémoral équipé d'une fixation ostéointégrée:"
- [29]** Frossard, L., N. Stevenson, et al. (2008). "Monitoring of the load regime applied on the osseointegrated fixation of a trans-femoral amputee: a tool for evidence-based practice."
- [30]** Radcliffe, C. W. (1955). "Functional Considerations in the fitting of above knee prostheses." 167.
- [31]** Devlin, M., L. B. Sinclair, et al. (2002). "Patient preference and gait efficiency in a geriatric population with transfemoral amputation using a free-swinging versus a locked prosthetic knee joint." *Arch Phys Med Rehabil* 83(2): 246-9.
- [32]** Blumentritt (1997). "Design Principles, Biomechanical Data and Clinical Experience with a Polycentric Knee Offering Controlled Stance Phase Knee Flexion: A Preliminary Report." *JPO Vol* 9(Num1): p 18.
- [33]** Blumentritt (1998). "Transfemoral Amputees Walking on a Rotary Hydraulic Prosthetic Knee Mechanism: A Preliminary Report." *JPO Vol* 10(Num 3): p 61.
- [34]** Johansson, J. L., D. M. Sherrill, et al. (2005). "A clinical comparison of variable-damping and mechanically passive prosthetic knee devices." *Am J Phys Med Rehabil* 34(8): 563-75.
- [35]** Ossur <http://www.ossur.com/bionictechology/powerknee>
- [36]** Segal, A. D., M. S. Orendurff, et al. (2006). "Kinematic and kinetic comparisons of transfemoral amputee gait using C-Leg and Mauch SNS prosthetic knees." *J Rehabil Res Dev* 43(7): 857-70.

- [37]** Macfarlane, P. A., D. H. Nielsen, et al. (1997). 11Transfemoral amputee physiological requirements: Comparisons between SACH foot walking and flex-foot walking.11 Journal of Prosthetics andOrthotics 9(4): 138.
- [38]** van der Linden, M. L., S. E. Solomonidis, et al. (1999). 11A methodology for studying the effects of various types of prosthetic feet on the biomechanics of trans-femoral amputee gait.11 / Biomech 32(9): 877-89.
- [39]** Graham, L. E., D. Datta, et al. (2007). 11A comparative study of conventional and energy-storing prosthetic feet in high-functioning transfemoral amputees.11 Arch Phys Med Rehabil 88(6): 801-6.
- [40]** Nolan, L. and A. Lees (2000). 11The functional demands on the intact limb during walking for active trans-femoral and trans-tibial amputees.11 Prosthet Orthot Int 24(2): 117-25.
- [41]** Jaegers, S. M., J.H. Arendzen, et al. (1996). 11An electromyographic study of the hip muscles of transfemoral amputees in walking.11 Clin Orthop Relat Res(328): 119-28.
- [42]** Tortora, G.J. and Grabowski, S.R., *Principes d'anatomie et de physiologie*. 3<sup>ème</sup> édition ed. 2001: De Boeck Université
- [43]** Kamina, P., *Anatomie, introduction à la clinique*, E. Maloine, Editor. 1986. p. 61-64.
- [44]** Nackenhorst, U., *Ein effizientes finite Element verfahren zur Simulation des Beanspruchungadaptiven Knochenwactums*, in *Die Methode der Finiten Elemente in der Biomedizin, Biomechanik und angrenzenden Gebieten*. 1997: Ulm
- [45]** Cowin, S.C., Moss-Salentijn, L., and Moss, M.L., *Candidates for the mechanosensory*
- [46]** Yoon, H.S. and Katz, J.L., *Ultrasonic wave propagation in human cortical bone. II Measurements of elastic properties and microhardness*. Journal of Biomechanics, 1976. **9**: p. 459-464.
- [47]** Reilly, D.T. and Burstein, A.H., *The elastic and ultimate properties of compact bone tissue*. Journal of Biomechanics, 1975. **8**: p. 393-405.
- [48]** Van Buskirk, W.C., Cowin, S.C., and Ward, R.N., *Ultrasonic measurements of*

*orthotropic elastic constants of bovine femoral bone.* Journal of Biomechanical Engineering, 1981. **103**: p. 67-71.

- [49] Goldstein, S.A., *The mechanical properties of trabecular bone: Dependence on anatomic location and function.* Journal of Biomechanics, 1987. **20**: p. 1055-1061
- [50] Ashman, R.B., Rho, J.Y., and Turner, C.H., *Anatomical variation of orthotropic elastic moduli of the proximal human tibia.* Journal of Biomechanics, 1989. **22**: p. 895-900.
- [51] Gibson, L.J., *The Mechanical Behavior of Cancellous Bone.* Journal of Biomechanics, 1985. **18**(5): p. 317-328.
- [52] Carter, D.E. and Hayes, W.C., *The compressive behavior of bone as two-phase porous structure.* Journal of Bone and Joint Surgery, 1977. **59**(7): p. 954-962.
- [53] McElhaney, J.H., *Dynamic response of bone and muscle tissue.* Journal of Applied Physiology, 1966. **21**: p. 1231-1236.
- [54] Wright, T.M. and Hayes, W.C., *Tensile testing of bone over a wide range of strain rates: effects of strain rate, microstructure and density.* Medical and Biological Engineering, 1976: p. 671-679.
- [55] Lakes, R.S., Katz, J.L., and Sternstein, S.S., *Viscoelastic properties of wet cortical bone - I. Torsional and biaxial studies.* Journal of Biomechanics, 1979. **12**: p. 657-678
- [56] Lakes, R.S., Katz, J.L., and Sternstein, S.S., *Viscoelastic properties of wet cortical bone - II. Relaxation mechanisms.* Journal of Biomechanics, 1979. **12**: p. 679-687.
- [57] Linde, F., Norgaard, P., Odgaard, A., and Soballe, K., *Mechanical properties of trabecular bone. Dependency on strain rate.* Journal of Biomechanics, 1991. **24**(9): p. 803-809.
- [58] Deligianni, D.D., Missirlis, Y.F., and Kafka, V., *Determination of material constants and hydraulic strengthening of trabecular bone through an orthotropic structural model.* Biorheology, 1994. **31**(3): p. 245-257.
- [59] Bowman, S.M., Keaveny, T.M., Gibson, L.J., Hayes, W.C., and McMahon, T.A., *Compressive creep behavior of bovine trabecular bone.* Journal of Biomechanics, 1994. **27**(3): p. 301-310.

- [60]** Hobatho, M.C., Rho, J.Y., and Ashman, R.B., *Atlas of mechanical properties of human cortical and cancellous bone*. "In vivo assessment of bone quality by vibration and wave propagation techniques". Part II. Eds. Van der Perre G., Lowet G., Borgwardt A., Leuven, 1992: p. 7-38.
- [61]** Marcelli, C. and Sébert, J.L., *Architecture et résistance mécanique osseuses*, E. Masson, Editor. 1993. p. 27-28, 49-50, 97-98.
- [62]** Ashman, R.B., Corin, J.D., and Turner, C.H., *Elastic properties of cancellous bone: measurement by a technique*. Journal of Biomechanics, 1987. **20**(10): p. 979-986.
- [63]** Turner, C.H., Cowin, S.C., Rho, J.Y., Ashman, R.B., and Rice, J.C., *The fabric dependence of the orthotropic elastic constants of cancellous bone*. Journal of Biomechanics, 1990. **23**: p. 549-561.
- [64]** Kraus, H., *On the mechanical properties and behavior of human compact bone*.
- [65]** Keaveny, T.M. and Hayes, W.C., *A 20-Year perspective on the mechanical properties of trabecular bone*. Journal of Biomechanical Engineering, 1993. **115**: p. 534-542.
- [66]** Biot, M.A., *Mechanics of deformation and acoustic propagation in porous media*.  
Journal of Applied Physics, 1962. **38**: p. 2450-2455.
- [67]** Kafka, V. and Jirova, J., *A structural mathematical model for the viscoelastic anisotropic behaviour of trabecular bone*. Biorheology, 1983. **20**: p. 795-805.
- [68]** Sikavitsas, V.I., Temenoff, J.S., and Mikos, A.G., *Biomaterials and bonemechanotransduction*. Biomaterials, 2001. **22**(19): p. 2581-93.
- [69]** Majeska, R.J., *Cell biology of bone*, in *Bone Mechanics Handbook, Second Edition*,  
S.C. Cowin, Editor. 2001, CRC Press.
- [70]** Kasemo, B. Biocompatibility of titanium implants: surface science aspects. J.Prosthet.Dent.49, 832-837 (1983).

- [71]** Mac Queen D, Sundgreen J. *Advances in biomaterials*. Chicago: Quintessence Pub edit.(1983).
- [72]** [http://www. Cite- sciences. Fr/ Biomatériaux](http://www.Cite-sciences.Fr/Biomatériaux). UR Matsuzaka K, Yoshinari M Shimono M, and Inoue T. Effects of multi grooved.
- [73]** surface-t-on osteoblast-like cells in vitro: Scanning electron microscopic observation and mRNA expression of osteopontin and osteocalcin. *J Biomed Mater Res* 68A, 227-34 (2004).
- [74]** EUREKA E !3033- Bio nano composite - Coordinateur, E. Palcevski, Université de Riga - Hydroxyapatite nano composite ceramics new implant material for bone substitute (2007-2008).
- [75]** [http://www. frm. org](http://www.frm.org). PASSUTI Norbert. Les biomatériaux. Fondation pour la recherche médicale. URL
- [76]** Jayaraman M, Meyer U, Buhner M, Joos U, and Wiesmann HP. Influence of titanium surfaces on attachment of osteoblast-like cells *in vitro*. *Biomaterials*.25, 625-31 2004).
- [77]** Derhami K, Zheng J, Li L, Wolfaardt JF, and Scott PG. Proteomic analysis of human skin fibroblasts grown on titanium: novel approach to study molecular biocompatibility. *J Biomed Mater Res*.56, 234-44 (2001).
- [78]** Wennerberg A. Rugosité de surface des implants dentaires: mesure, évaluation, résultats expérimentaux. *Implant*.7, 281-89 (2001).
- [79]** Simon M. Etude de la résistance à la corrosion et de la biocompatibilité cellulaire de différents états de surface d'implants en titane Diplôme d'études approfondies d'ingénierie médicale et biologique. Lyon.(2004).
- [80]** Groessner-Schreiber B, Neubert A, Muller WD, Hopp M, Griepentrog M, and Lange

KP. Fibroblast growth on surface-modified dental implants: an in vitro study. *J Biomed Mater Res*64A, 591-599 (2003).

**[81]** Wang YW, Yang F, Wu Q, Cheng YC, Yu PH, Chen J, and Chen GQ. Effect of composition of poly(3-hydroxybutyrate-co-3-hydroxyhexanoate) on growth of fibroblast and osteoblast. *Biomaterials*.26, 755-61 (2005).

**[82]** Fini M, Motta A, Torricelli P, Giavaresi G, Nicoli Aldini N, Tschon M, Giardino R, and Migliaresi C. The healing of confined critical size cancellous defects in the presence of silk fibroin hydrogel. *Biomaterials*.26, 35-36 (2005).

**[83]** Feng B, Weng J, Yang BC, Qu SX, and Zhang XD. Characterization of titanium surfaces with calcium and phosphate and osteoblast adhesion. *Biomaterials*.25, 21-28 (2004).

**[84]** Baquey Charles. les Biomatériaux : des matériaux doublement exigeants. URL: <http://www.inserm.fr/>

**[85]** Misch BM. A scientific rationale for dental implant design. In: CE M (ed). *Contemporary Implant dentistry*, 2nd ed. St. Louis: Mosby, 1999:329-343.

**[86]** Kitamura E, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin*

**[87]** Lombardi 02] A. V. Lombardi, T. H. Mallory, R. A. Fada et J. B. Adams. Stem modularity : Rarely necessary in primary total hip arthroplasty. *Orthopedics*, vol. 25, pages 1385[1357, 2002].

- [88]** [Lotz 90] J. C. Lotz, T. N. Gerhart et W. C. Hayes. Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur : a quantitative CT study. Journal of computer assisted tomography, vol. 14-1, pages
- [89]** Liang Kong, ZexuGu, Kaijin Hu, HongzhiZhou ,Yanpu Liu et Baolin Liu, Optimization of the implant diameter and length in type B/2 bone for improved biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis, Advances in Engineering Software.40, 935-940 ( 2009).
- [90]** Liang Kong, ZexuGu, Kaijin Hu, HongzhiZhou ,Yanpu Liu et Baolin Liu, Optimization of the implant diameter and length in type B/2 bone for improved biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis, Advances in Engineering Software.40, 935-940 ( 2009).
- [91]** [Pettersen 09] S. H. Pettersen, T. S. Wik et B. Skallerud. Subject speci\_c \_ nite element analysis of implant stability for a cementless femoral stem. Clinical Biomechanics, vol. 24-6, pages 480{487, 2009.