



## **Etude des effets de l'angle d'inclinaison du fémur et de l'épaisseur du polyéthylène sur le comportement de la prothèse totale du genou**

**I. Keddar, B. Aour, I. Fares**

Laboratoire de biomécanique Appliquée et Biomatériaux, Département Génie Mécanique,  
BP1523 EL M'naour 31000, Algérie, ben aour@yahoo.fr

**Résumé-** Le genou est une articulation très importante du corps humain. Elle est soumise à de très fortes contraintes. Elle est en mesure de faire face à des risques importants de tensions et de blessures, dans la vie de tous les jours au cours des activités professionnelles ou sportives. L'objectif de ce présent travail est l'étude de la prothèse totale de genou du point de vue mécanique. Pour atteindre cet objectif, nous avons commencé par la conception d'un modèle tridimensionnel d'une prothèse anatomique. Ensuite, une modélisation par élément finis pour étudier les effets de l'angle d'inclinaison du fémur et de l'épaisseur du polyéthylène sur le comportement mécanique de la prothèse à été présenté. Des conclusions ont été proclamées à la fin de ce travail en se basant sur les résultats obtenus.

**Mots clés:** Biomécanique ; Genou ; CAO ; Prothèse de genou ;  
Elément finis ; .

## **Study of the effects of the inclination angle of the femur and the polyethylene thickness of on the behavior of the total knee prosthesis**

**Abstract-** The knee is a very important joint of the human body. It is subject to very strong stresses. It is able to cope with significant risks of stresses and injury in everyday life during professional or sporting activities. The objective of this work is to study the mechanical behavior of the total knee prosthesis. To achieve this goal, we began by designing a three-dimensional model of an anatomical prosthesis. Then, a finite element modeling to study the effects of the inclination angle of the femur and the

polyethylene thickness on the mechanical behavior of the prosthesis was presented. Conclusions were made at the end of this work on the basis of the obtained results.

**Key words:** Biomechanics; Knee; CAD; Knee prosthesis; Finite element.

## I. Introduction

Le genou est l'articulation intermédiaire du membre inférieur. Il articule le fémur, le tibia et la patella. C'est une articulation synoviale de type bicondyalaire entre le fémur et le tibia et de type trochléaire (ou ginglyme) entre le fémur et la patella. Elle possède une très grande mobilité et exige une très grande stabilité [1]. Pour une personne saine, le genou fonctionne comme suit : les condyles du fémur reposent presque à plat sur le plateau tibial et roulent ou glissent à chaque fois lors de flexion ou extension de l'articulation. Cela n'est possible que si le cartilage est intact, car il ne peut fonctionner en tant que surface glissante que s'il est en permanence lubrifié par le liquide synovial. L'arthrose du genou est due à une usure du cartilage des trois os: le fémur, le tibia et la rotule.

La mise en place d'une prothèse totale du Genou (PTG), qui soit mécaniquement adaptée au patient en étant stable et mobile au sein d'une enveloppe ligamentaire, nécessite de résoudre une équation à plusieurs variables qui sont liées entre elles. Une amélioration du positionnement des implants, une meilleure fonction des patients en diminuant le risque de complications restent les objectifs principaux des chirurgiens qui travaillent en collaboration avec les ingénieurs spécialisés dans ce domaine. L'état des contraintes dans une prothèse de genou dépend de plusieurs facteurs, à savoir, l'épaisseur de l'insert tibial, la position de courbure de l'articulation et des conditions de charges imposées.

Dans ce travail, nous proposons d'étudier d'une part, l'influence cumulée de ces paramètres et d'autre part, celle de l'épaisseur de l'insert tibial sur l'état de contraintes. Tous ces résultats sont alors analysés afin de mieux comprendre le comportement de la PTG. En effet ce travail est consacré à la présentation du modèle du système étudié et l'évolution des contraintes et des déplacements en fonction de la variation du poids du patient sous l'effet de l'angle d'inclinaison de l'insert fémur (noté par  $\alpha$ ) et de l'épaisseur du polyéthylène.

## II. Modélisation numérique

### II.1. Modèle géométrique

Le modèle géométrique de la prothèse totale du genou (PTG) est représenté dans la figure 1. C'est un modèle en 3D réalisé à l'aide du logiciel SOLIDWORKS.



Fig. 1. Modèle géométrique étudié de la PTG.

La forme des parties fémorale et tibiale est obtenue en se basant sur la forme géométrique du genou. La géométrie de la prothèse est définie par une succession de rayons de courbure différents selon la direction antéro-postérieure de l'articulation du genou. Le rayon de courbure pour un condyle et l'insert tibial, est considéré constant selon la direction médiale-latérale. Les matériaux constituant la prothèse totale de genou (PTG) ont un comportement linéaire, élastique et isotrope. Les caractéristiques mécaniques de ces matériaux sont reportées dans le tableau 1.

Tableau.1. Propriétés mécaniques des matériaux constituant la PTG [2].

	Matériaux	Module de Young E (GPa)	Coefficient de Poisson
Prothèse fémorale	Co-Cr-Mo	210.	0.3
Prothèse tibiale	Ti-6Al-4V	110	0.3
Polyéthylène	PE	0.5	0.3
			0.3

## II.2. Condition aux limites

L'analyse numérique est faite à l'aide du code de calcul d'éléments finis ABAQUS. La PTG est encastree au niveau de la prothese tibiale et le chargement est applique a la partie femorale. Ce chargement est equivalent a la moitie du poids du patient considere.

## II.3. Maillage

Le maillage utilise est illustre par la figure 2. Il est de type tetraedrique (PR3) dont le nombre d'elements differe d'une partie a l'autre.

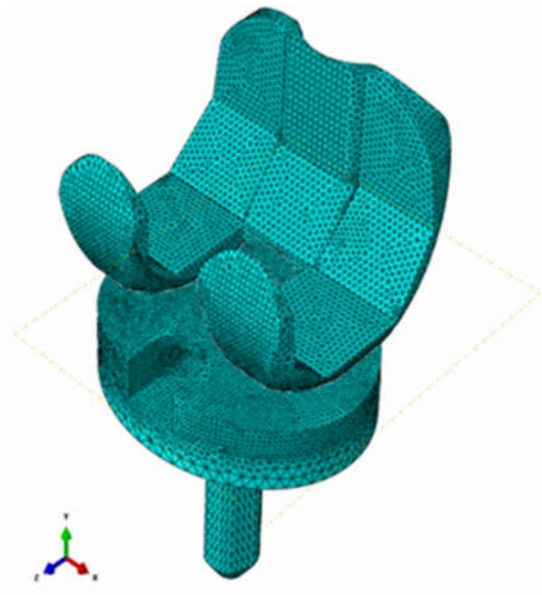


Fig. 2. Maillage typique de la PTG

La prothese femorale comporte plus de 113000 elements alors que le polyethylene, du fait qu'il se trouve en sandwich entre deux parties rigides avec un maillage plus raffine comporte 153856 elements. Tandis que la prothese tibiale, seulement la surface de contact avec le polyethylene a un maillage raffine de 62680 elements (Fig. 2).

### III. Résultats et discussion

#### III.1. Influence de l'angle d'inclinaison du fémur

##### III.1.1. Distribution des contraintes de Von Mises

L'étude de la position de la PTG a une importance primordiale afin de connaître la position la plus sollicitée. A cet effet, nous avons fait varier l'angle d'inclinaison ( $\alpha$ ) de l'insert fémur (Fig. 3).

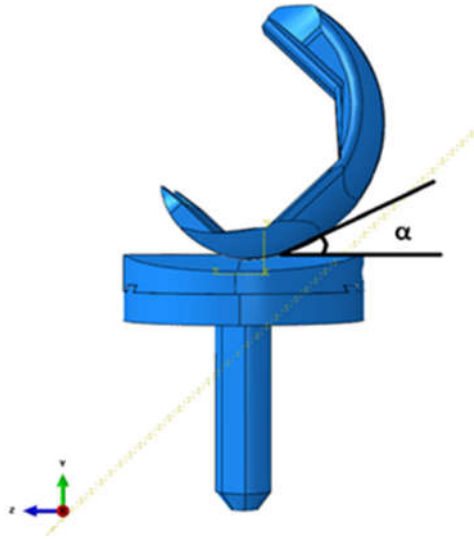
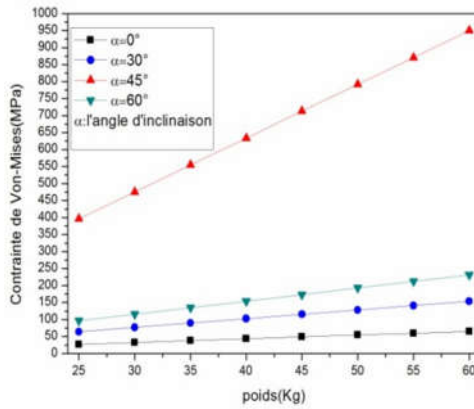


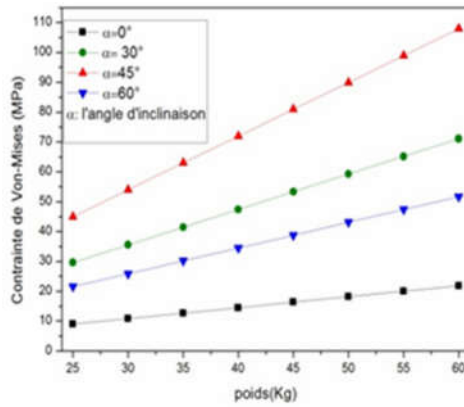
Fig. 3. Illustration de l'angle d'inclinaison du fémur.

Dans la figure 4 nous avons tracé l'évolution de la contrainte maximale de Von-Mises en fonction du poids du patient pour quatre positions de la prothèse fémorale ( $\alpha$ ) dans les cas de la prothèse fémorale (Fig. 4a), le polyéthylène (Fig. 4b) et la prothèse tibiale (Fig. 4c). Cette figure illustre clairement que les contraintes augmentent avec l'accroissement du poids, et que les plus grandes valeurs de contraintes sont enregistrées pour l'inclinaison  $45^\circ$ . Ceci signifie que le plus grand risque est engendré à cette position, qui se concorde avec la posture d'une montée de marches. Tandis que les valeurs minimales correspondent à  $0^\circ$ , où le genou est aligné dans la verticale (pour un positionnement de repos plutôt statique, mais dans une position debout plus dynamique). Il est à noter, que l'évolution des contraintes dans les trois parties de la PTG est et en ordre décroissant : de la Prothèse fémorale (a), le Polyéthylène (b) et enfin la Prothèse tibiale (c).

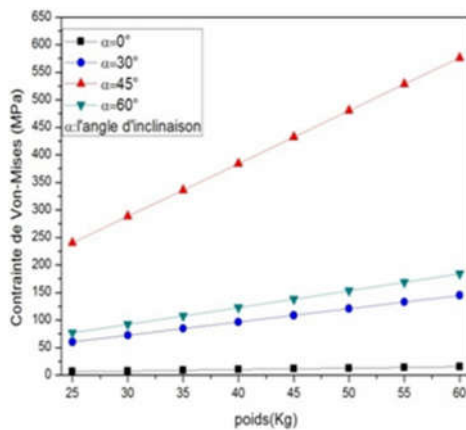
Ceci est dû principalement aux propriétés mécaniques des constituants de la PTG.



(a) Prothèse fémorale



(b) Polyéthylène

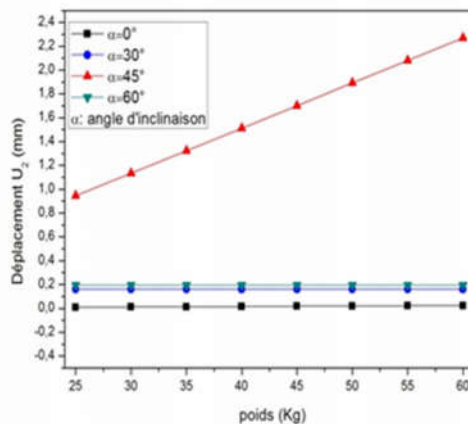


(c) Prothèses tibial

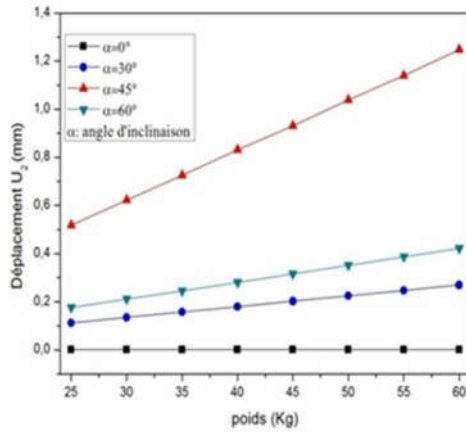
Fig. 4. Variation de la contrainte maximale de Von-Mises en fonction du poids pour quatre angles d'inclinaisons dans différentes pièces de la prothèse totale de genou.

### III.1.2. Evolution des déplacements verticaux

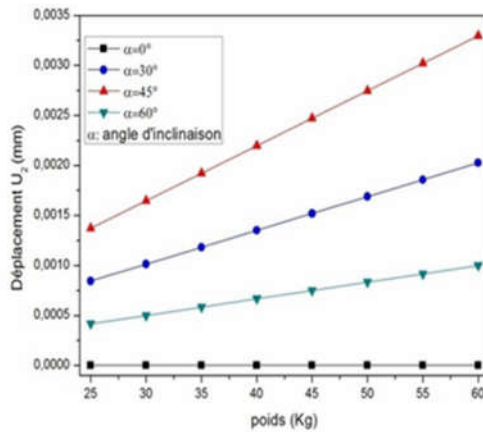
Dans notre travail le déplacement le plus important est celui qui est dirigé suivant la direction  $y$  c'est-à-dire  $U_2$ , pour cela on a étudié l'influence de l'angle d'inclinaison ( $\alpha$ ) sur l'évolution de ce déplacement. La prothèse fémorale subit les plus grands déplacements, dont le maximum est obtenu pour la position du fémur  $\alpha=45^\circ$ , et qui devient plus important en augmentant le poids. Tandis que pour les autres angles ( $\alpha=0^\circ$ ,  $30^\circ$  et  $60^\circ$ ), il est nettement inférieur et quasi linéaire, ce qui signifie que le poids n'a pas d'effet significatif sur ce dernier. En outre, pour les deux autres parties nous remarquons que les courbes sont croissantes sauf dans la position  $\alpha=0^\circ$  qui est pratiquement nul pour les différents chargements appliqués et que les déplacements au niveau de l'insert tibial sont les plus faibles (Fig. 5).



(a)



(b)



(c)

Fig. 5. Variation du déplacement  $U_2$  en fonction du poids pour quatre angles d'inclinaison dans le cas de : (a) prothèse fémorale, (b) polyéthylène et (c) Prothèse tibiale.

### III.1.2. Effet de l'épaisseur du polyéthylène

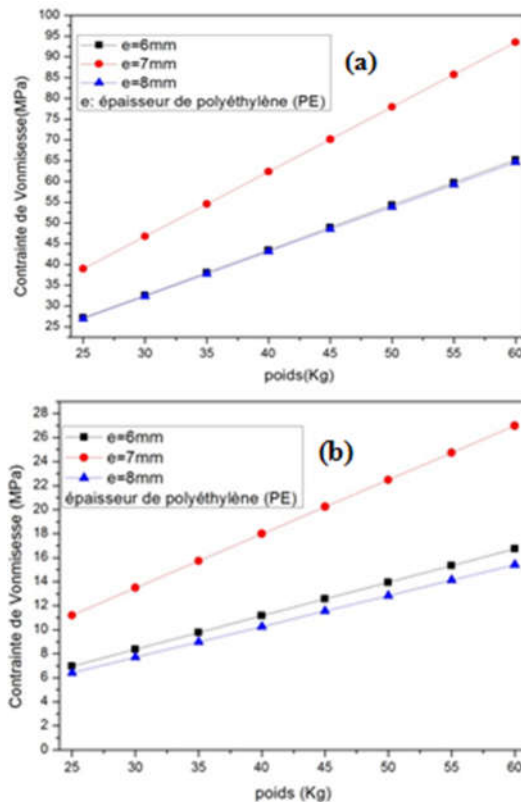
A partir des analyses de Bartel et al. [3] ont défini une gamme d'épaisseur minimale d'utilisation d'inserts tibiaux (de 6 à 10 mm). L'épaisseur du polyéthylène est un paramètre qu'il faut étudier pour savoir la dimension la plus efficace. Pour cela nous avons examiné l'effet de trois épaisseurs (6, 7 et 8mm) de la partie médiane (PE) (Fig. 6), sur le comportement mécanique de la PTG en fixent l'angle d'inclinaison à  $0^\circ$  comme illustre la figure 7. L'insert tibial est défini par son épaisseur,  $e$ , qui varie de 6 à 20 mm en fonction des besoins lors de l'opération.





Fig. 6. Différentes épaisseurs étudiées du Polyéthylène.

Nous avons pu tirer de la figure 7 qui regroupe les résultats de l'évolution des contraintes de Von-mises en fonction du poids du patient, que quelque soit l'épaisseur étudiée, les contraintes sont croissantes au fur et à mesure qu'on augmente le poids, et qu'elles sont maximales à une épaisseur de 7mm et minimales à 8mm pour toutes les parties constituant la PTG.



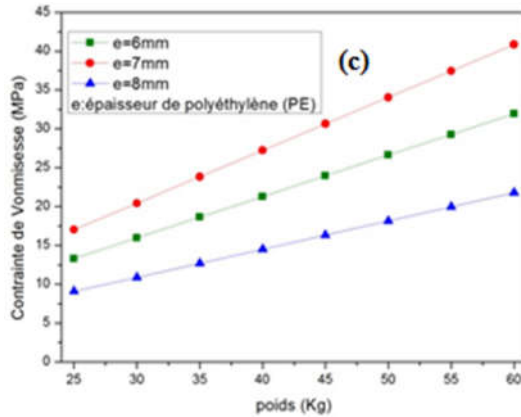


Fig. 7. Variation de la contrainte maximale de Von-Mises en fonction du poids pour trois épaisseurs de l’insert tibial dans les cas de : (a) prothèse fémorale, (b) polyéthylène et (c) prothèse tibiale.

Il est à noter que la diminution de l’épaisseur induit une élévation de la pression de contact, donc l’accroissement des contraintes équivalentes de Von Mises maximale. De plus, la position du maximum de la contrainte de Von Mises la plus importante est située en sous-surface entre 1 à 2 mm pour de faibles épaisseurs de l’insert tibial.

### III.3.3. Influence de type des matériaux

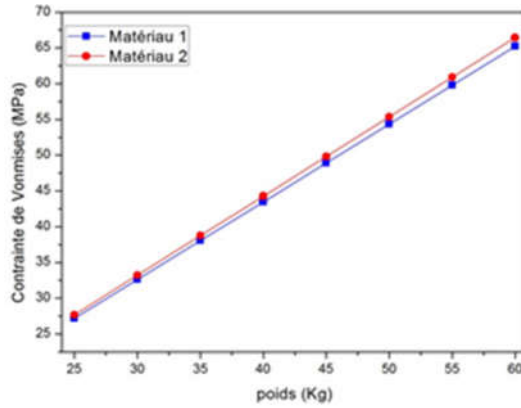
Pour ce cas d’étude, nous avons de vérifié l’effet du type de matériau utilisé sur le comportement de la PTG, afin de prévoir le plus performant. Pour cela, nous avons employé deux matériaux différents spécifiques pour chaque partie de la PTG, alors que celui de la prothèse fémorale reste invariant. Les désignations des matériaux utilisés sont reportées sur le tableau 2.

Tableau 2. Variantes des matériaux utilisés.

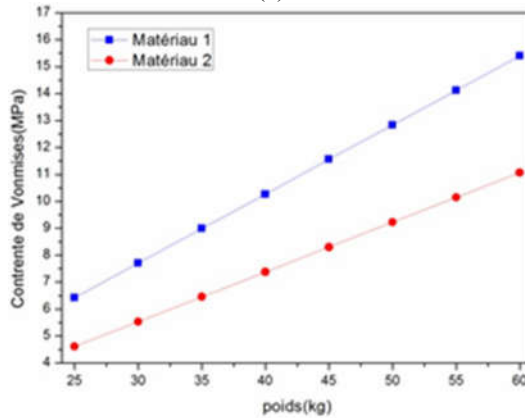
Variante	Matériaux utilisés		
	Prothèse fémorale	Polyéthylène	Prothèse tibiale
Matériaux 1	Co–Cr–Mo	PE1	Ti–6Al–4V
Matériaux 2		PE2	Co–Cr–Mo

Les contraintes maximales de Von-Mises et les contraintes normales  $\sigma_{yy}$  du matériau 1 sont légèrement supérieures à celles du matériau 2, dont l’écart augmente avec l’augmentation du poids, comme illustre la figure (8.a), correspondante à la prothèse fémorale. Tandis que dans le cas du polyéthylène, c’est l’inverse comme il est indiqué sur la figure 8.b. Toutefois, l’écart entre les contraintes des deux variantes de matériaux est plus notable, ce qui nous mène à recommander l’utilisation du matériau 2 qui

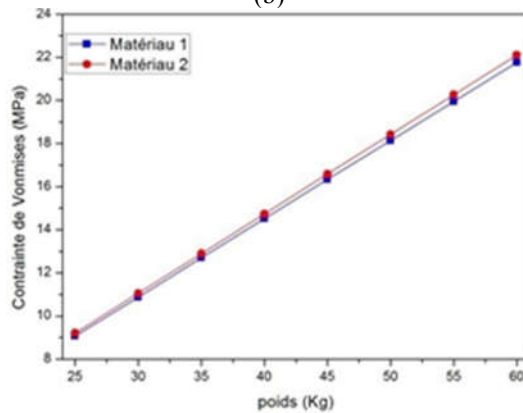
s'avère le plus performant. Pour le cas de la prothèse tibiale (Fig. 8.c), les mêmes constatations que celles de la prothèse fémorale sont enregistrées.



(a)



(b)



(c)

Fig. 8. Variation de la contrainte maximale de Von-Mises en fonction du poids pour deux variantes de matériaux dans le cas de : (a) la prothèse fémorale, (b) le Polyéthylène et (c) la Prothèse tibiale.

## IV. Conclusions

Dans ce travail nous avons présenté une étude de modélisation numérique du comportement d'une prothèse de genou. L'objectif de cette étude est de déterminer les contraintes et les déplacements dans différentes parties de la PTG. A partir des résultats obtenus, on peut tirer les conclusions suivantes :

- ✓ La partie supérieure qui est exposée directement au chargement est la plus sollicitée.
- ✓ Le plus grand risque pour la PGT est obtenu pour un angle d'inclinaison de 45° du fémur .
- ✓ L'influence de l'épaisseur de la partie médiane se manifeste de façon spécifique pour chaque partie de la PTG.
- ✓ Pour un poids donné, la position fléchie du genou à 45° aura les plus grandes valeurs de contrainte maximale équivalente de Von Mises ce qui correspond à la position où la force appliquée due au poids est maximal également.
- ✓ Un seul déplacement est généré dans les deux parties supérieures et celui dans le sens de la gravité ( $U_2$ ), tandis que les déplacements au niveau du compartiment inférieur sont négligeables.

## Références

- [1] Bouchet A., Guilleret J., Anatomie topographique descriptive et fonctionnelle, tome : 3, SIMEP 16 – ROUVIERE. H : Anatomie humaine, Masson, 6ème Edition, Paris, 1962.
- [2] Completo A., Rego A., Fonseca F., Ramos A., Relvas C., Simões J.A., Biomechanical evaluation of proximal tibia behavior with the use of femoral stems in revision TKA: An in vitro and finite element analysis, Accepted 21 October 2009.
- [3] Bartel D.L., Brickell V.L., Wright T.M., The effect of conformity, thickness and material on stresses in Ultra High Molecular Weight components for Total Joint Replacements, Journal of Bone and Joint Surgery, 1986, Vol. 68A, n°7, pp. 1041-1051.