

MAACHE.A\*, AMADJI.M\*, KHERRAF.A\*\*, MAZOUZ.H\*, BENSAADA.S

# Etude comparative entre deux modèles de prothèses totale de genou

MAACHE.A\*, AMADJI.M\*, KHERRAF.A\*\*, MAZOUZ.H\*, BENSAADA.S

\*Laboratoire de Recherche en Productique. Département de Mécanique. Université de Batna Algérie.

E-mail: abdelhakmaache@yahoo.com

E-mail: hmazouz2002@yahoo.fr

## Résumé

Le genou humain est une articulation complexe (la plus grosse articulation du corps humain). Durant les différentes activités quotidiennes, cette articulation est exposée à des chargements et des mouvements importants, pouvant dans certain cas dépasser la limite des capacités mécaniques de ses composantes, ce qui montre bien que les pathologies sont assez nombreuses au niveau du genou humain et le traitement nécessite parfois une intervention chirurgicale soit pour réparer soit pour implanter (implanter des prothèses totale de genou).

Cette étude comporte la modélisation des prothèses en trois dimensions, la première le plateau tibial (l'insert) fixée avec l'embase tibiale (prothèse de genou à plateau fixe) et la deuxième le plateau tibial (l'insert) mobil avec le l'embase tibiale aux centre de rotation (prothèse de genou à plateaux mobile) .

Les résultats obtenus nous ont permis essentiellement d'analyser la répartition des contraintes en comparant les niveaux de contraintes pour les différents cas analysés.

Les résultats de contraintes de Von Mises montre bien que les prothèses de genou à plateaux mobile sont plus performants par rapport aux prothèses de genou à plateau fixe.

**Mots clés :** Prothèse de genou, comportement mécanique, modélisation, mouvement.

## I. Introduction

Le genou humain est une articulation complexe située entre la jambe et la cuisse, au-dessous du centre de gravité du corps. Il est souvent considéré comme un organe de transmission biologique. Dans ce contexte mécanique, les surfaces articulaires sont considérées comme des paliers de support, les muscles sont les organes moteurs souffrent du système et les ligaments assurent la liaison pour la transmission.

Durant les différentes activités quotidiennes, cette articulation est exposée à des chargements et des mouvements importants, pouvant dans certain cas dépasser la limite des capacités mécaniques de ses composantes. Plusieurs travaux antérieurs ont mentionné que la force de compression sur le joint du

genou varie de 2 à 4 fois le poids du corps humain dans des activités quotidiennes comme la marche, la montée d'escalier, etc., (Kutzner et al., 2010; Mündermann, Dyrby, D'Lima, Colwell Jr, &And riacchi, 2008)[1].[2]. Ces forces peuvent atteindre même 11 fois le poids corporel durant la pratique de certaines activités sportives (football, ski, etc....). Ces charges importantes sont responsables des blessures et des douleurs observées dans l'articulation du genou, comme la déchirure du ménisque, la rupture des ligaments et l'ostéoarthrite (OA) .Ceci montre bien que les pathologies sont assez nombreuses au niveau de genou humain et le traitement nécessite parfois une intervention chirurgicale soit pour réparer soit pour implanter [3].

Fig 1 : Les mouvements du genou (d'après Calais-Germain, 1986) ; (1) : axe longitudinal du fémur, (2): axe des condyles, (3) : axe longitudinal du tibia, (4) : axe longitudinal du pied.

## II. Modélisation des prothèses

### 1. L'articulation du genou

Les mouvements du genou s'effectuent autour de deux axes (Fig1). Les mouvements de flexion/extension du genou se font dans le plan sagittal suivant l'axe des condyles. Le mouvement qui rapproche les faces postérieures de la jambe et de la cuisse est appelé flexion. L'extension est le mouvement retour, depuis la flexion jusqu'à la position de référence. La position de référence est l'axe de la jambe situé dans le prolongement de l'axe de la cuisse.

Le mouvement d'extension n'existe pas, sauf dans le cas d'une hyper extension ou récurvatum. Le genou possède aussi des mouvements de rotation dans le plan horizontal suivant l'axe longitudinal du tibia. La rotation du tibia sous le fémur est possible que si le genou est fléchi car les ligaments coaptés sont détendus. La rotation interne porte la tubérosité du tibia en dedans et vice versa pour la rotation externe. Lors de la flexion, une rotation interne automatique (6° environ entre l'axe des condyles et l'axe des plateaux tibiaux) se produit et inversement pour l'extension. Elle a lieu surtout en fin d'extension en début de flexion. La position de verrouillage du genou est l'extension complète (l'axe des condyles et l'axe des plateau tibiaux sont parallèles) [4].

### 2. Prothèse totale du genou

Elle est composée de 3 parties :

- Pièce fémorale : surface articulaire métallique fixée au fémur
- Pièce fémoro-tibiale : pièce de polyéthylène qui permet le glissement et la stabilité de l'articulation entre le fémur et le tibia.
- Embase tibiale : pièce métallique implantée dans le tibia sur laquelle s'appuie l'articulation.[5]

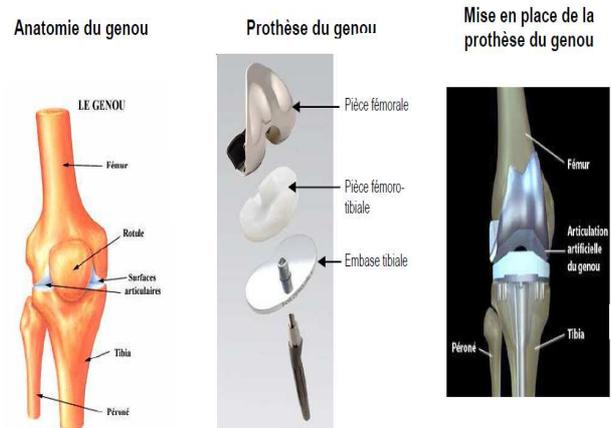
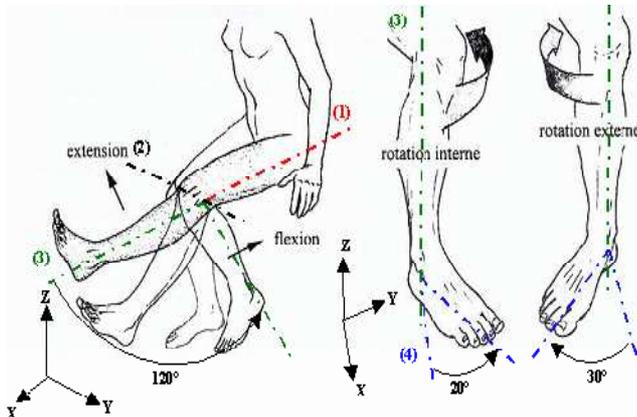


Fig 2: image représente l'anatomie du genou et la prothèse du genou

La modélisation des prothèses a été réalisée sur le logiciel SolidWorks de modelage volumique. Ce logiciel permet de concevoir des objets en trois dimensions et de les visualiser sous forme réaliste ; c'est un logiciel de C.A.O. (Conception Assistée par Ordinateur)[6].



MAACHE.A\*, AMADJI.M\*, KHERRAF.A\*\*, MAZOUZ.H\*, BENSAADA.S

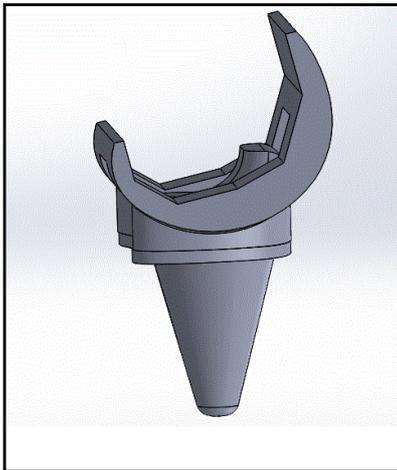


Fig3 :Prothèse de genou

Fig5: Composants de la prothèse totale du genou à plateau fixe.

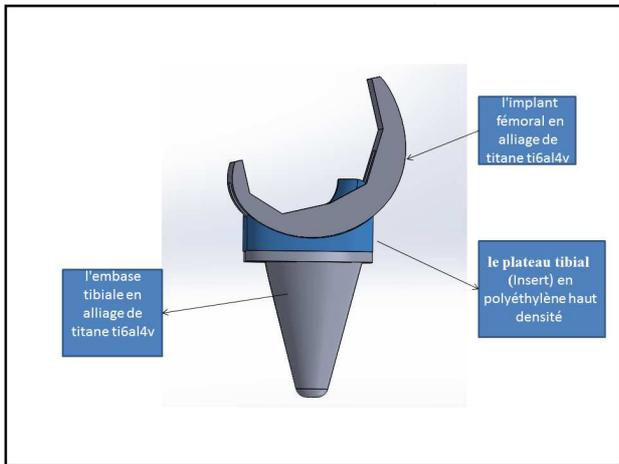
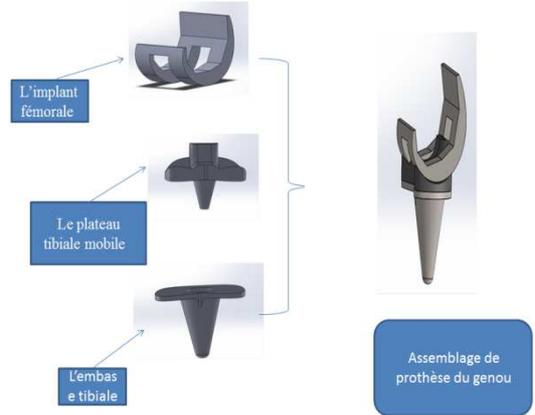


Fig6: Composants de la prothèse totale du genou à plateau mobile.

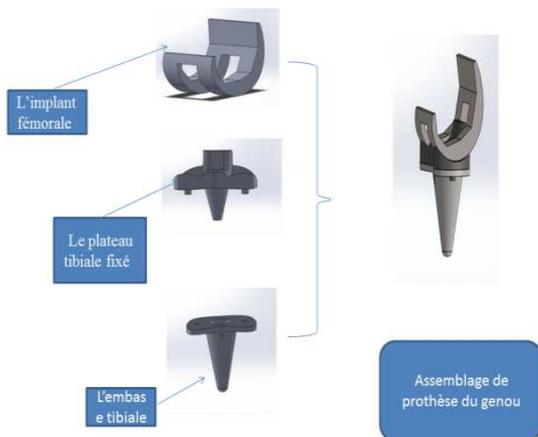
Dans notre étude on a fait une comparaison entre deux types de prothèse totale de genou en alliage de titane (TA6V4) et polyéthylène.[7][8]

Tableau 1- Composition chimiques.

Elément	Ti	Al	V	O	Fe	C
Concentration	89.1	6.28	4.16	0.17	0.15	0.02

Tableau 2- Propriétés mécaniques des matériaux.[9]

Fig4: Prothèse Totale du Genou est ses composants.



### 3. Conditions aux limites

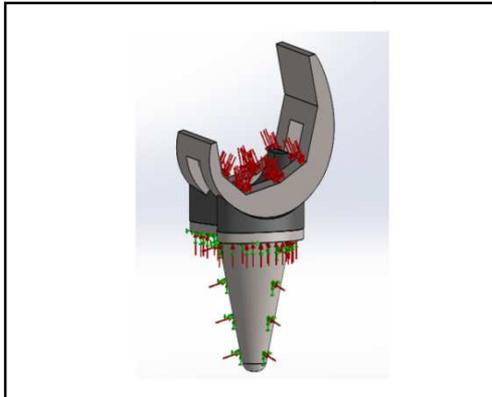
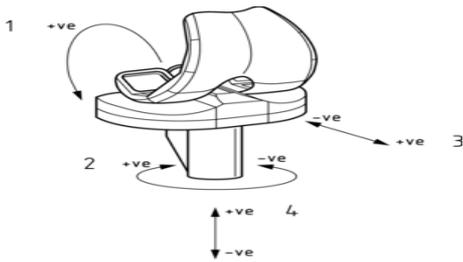


Fig7: Conditions aux limites et chargement appliquées sur la prothèse totale de genou.. [3] [10] [11]

### 4. Les mouvements d'une prothèse totale de genou



- 1- flexion (du composant fémoral)
- 2- rotation tibiale
- 3- déplacement par le composant tibial
- 4- force axiale

### III. Résultats et Discussion

Les résultats sont représentés par les figures suivantes :

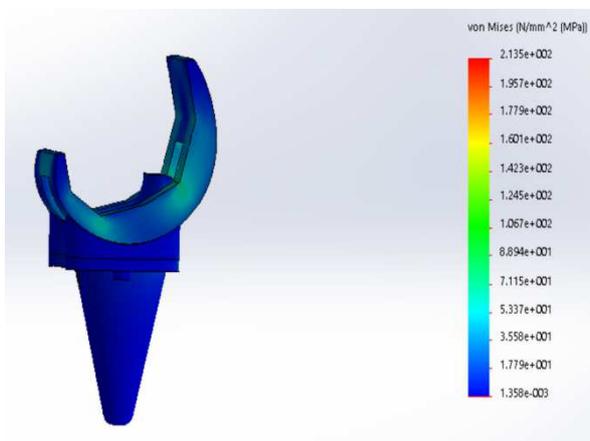


Fig8: Résultats Solid Works de la prothèse de genou (à plateau fixe) contrainte Von mises.

	E (MPa)	Re (MPa)	R m (MPa)	( $\nu$ )
<b>TA6V4</b>	110000	900	1000	0.3
<b>Polyéthylène (PE)</b>	2200	/	30	0.3

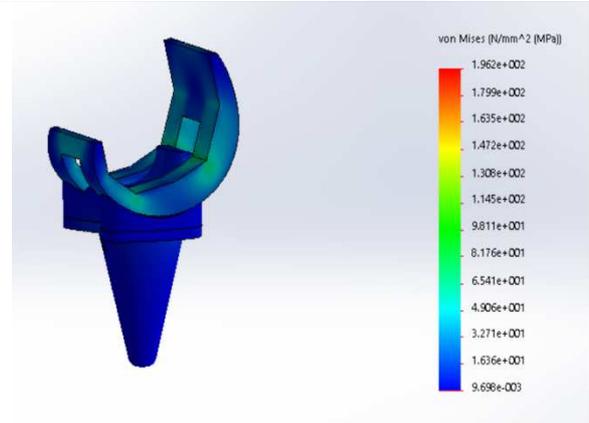


Fig9: Résultats SolidWorks de la prothèse de genou (à plateau mobile) contrainte Von mises.

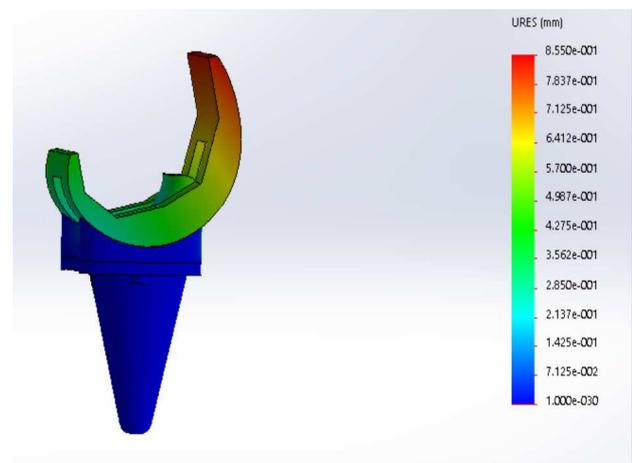
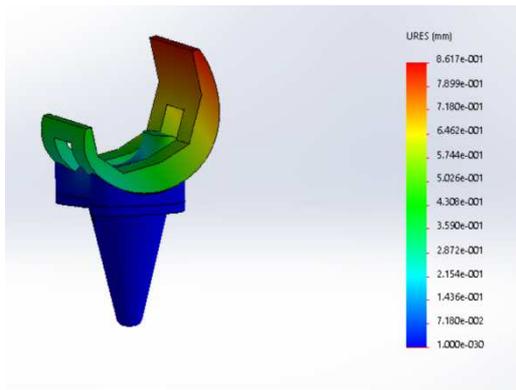


Fig10: Résultats SolidWorks de la prothèse de genou (à plateau fixe) déplacement.

MAACHE.A\*, AMADJI.M\*, KHERRAF.A\*\*, MAZOUZ.H\*, BENSAADA.S



**Fig11:Résultats SolidWorks de la prothèse de genou (à plateau mobile) déplacement.**

Dans la première partie, on a présenté les résultats de la simulation d'une charge appliquée sur deux types de prothèse de genou (à plateau fixe et à plateau mobil), où on a concentrés seulement sur les résultats des contraintes de Von Mises.

1) Dans la première prothèse (figure 8) varie entre :  $[2,135e+02 \geq \sigma_e \text{ (mises)} \geq 1,358 e-03 \text{ (N/mm}^2\text{)}]$ .

Et on comparant notre contrainte de Von mises avec la limite élastique de l'alliage de Titane TAV6.  $[\sigma_e \text{ (prothèse) (mises)} < Re \text{ (TAV6)} = 900\text{N/mm}^2]$ .

(Technique de l'ingénieur) La condition de résistance est vérifiée.

2) Dans la prothèse (fig9) varie entre:  $[1,962 e+02 \geq \sigma_e \text{ (mises)} \geq 9,698 e-03 \text{ (N/mm}^2\text{)}]$ .

Et on comparant notre contrainte de Von mises avec la limite élastique de l'alliage de Titane TAV6.

$[\sigma_e \text{ (prothèse)(mises)} < Re \text{ (TAV6)} = 900 \text{ N/mm}^2]$ .(technique de l'ingénieur ) La condition de résistance est vérifiée.

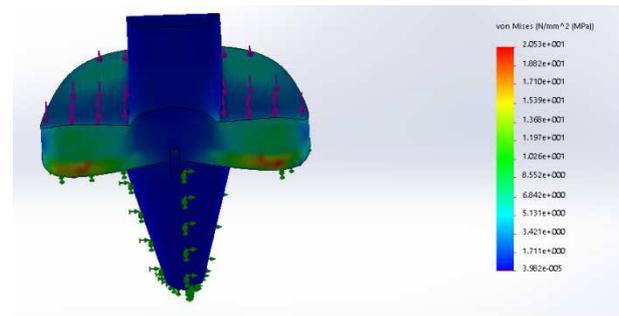
Dans la deuxième partie, on a présenté les résultats de la simulation d'une charge appliquée sur deux types de plateaux de la prothèse de genou (plateau fixe et plateau mobil), comme la première.

Dans la figure 11 on a présenté la contrainte Max de Von-Mises qui est  $2.053e+01 \text{ MPa}$  et elle est sous la limite élastique des matériaux utiliser dans cette simulation.

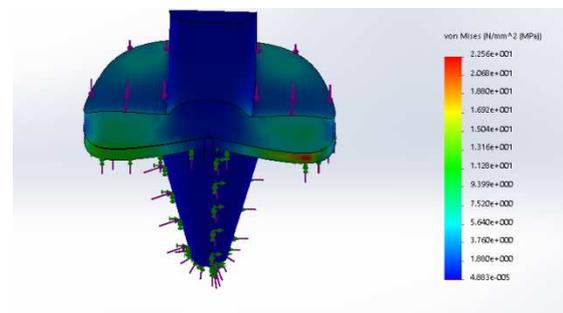
Dans la figure 12 on a présenté la contrainte Max de Von-Mises qui est  $2.256e+01 \text{ MPa}$  et elle est sous la limite élastique des matériaux utiliser dans cette simulation.

Et finalement nous avons remarqué qu'il existe une petite différence entre les deux modèles simulé.

D'après les résultats de résistance des deux types de prothèses on a  $(\sigma_e \text{ (mises)})$  de la prothèse de genou à plateau mobile  $<$   $(\sigma_e \text{ (mises)})$  de la prothèse de genou à plateau fixe ce qui prouve que le type de la prothèse de genou à plateaux mobile est la plus efficace. D'après la littérature (P Christal and all Nollet) [12] on a aussi trouvé des autres raisons qui montrent bien les avantages des prothèses de genou à plateau mobil par rapport aux prothèses de genou à plateau fixe (voire tableau3).



**Fig 11: Résultats SolidWorks, la charge sur le plateau fixe de la prothèse de genou contrainte Von-Mises.**



**Fig 12: Résultats SolidWorks, la charge sur le plateau mobile de la prothèse de genou contrainte Von-Mises.**

MAACHE.A\*, AMADJI.M\*, KHERRAF.A\*\*, MAZOUZ.H\*, BENSAADA.S

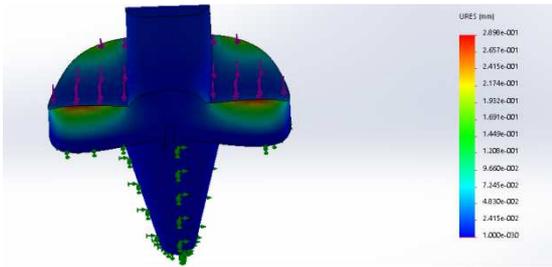


Fig 13: Résultats SolidWorks, la charge sur le plateau fixe de la prothèse de genou déplacement.

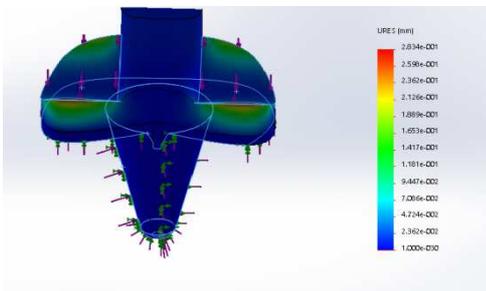


Fig 14: Résultats SolidWorks, la charge sur le plateau mobile de la prothèse de genou déplacement.

Tableau 3: Comparaison entre prothèse de genou à plateau fixe et prothèse de genou à plateau mobil.

Prothèse de genou à plateau fixe	Prothèse de genou à plateau mobil
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pression élevée</li> <li>• Surface de contact faible</li> <li>• Délamination de PE (ce qui provoque un phénomène d'usure à l'interface PE-Tibia)</li> <li>• Ancrage tibial très contraint</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Large surface de contact.</li> <li>• Plateau mobil en rotation.</li> <li>• Pas de Délamination de PE</li> </ul>

#### IV. CONCLUSION

Dans ce travail une étude de modélisation a été réalisé pour examiner la performance de deux types de prothèse total de genou à plateau fixe et à plateau

mobile .la comparaison de résultat de contraint de Von Mise obtenues montrent bien leur succès de l'utilisation des prothèses totale de genou à plateau mobile pour les implants orthopédiques. Dans un point de vu pratique et théorique, il reste toujours des questions ouvertes pour qui concerne les pathologies au niveau des implants des prothèses totales de genou.

#### Perspective

Dans le cadre de ce travail, on a concentré sur la modélisation des prothèses totale de genou en alliage de titane Ti6AL4V cependant il serait très intéressant de modéliser le comportement avec un autre matériau comme l'oxonium, biolox fort, biolox delta dans les futurs travaux

#### V. BIBLIOGRAPHIE

- [1]: Kutzner, I., Heinlein, B., Graichen, F., Bender, A., Rohlmann, A., Halder, A., Bergmann, G. (2010). Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *Journal of biomechanics*, 43(11), 2164-2173.
- [2]: Mündermann, A., Dyrby, C. O., D'Lima, D. D., Colwell Jr, C. W., & Andriacchi, T. P. (2008). In vivo knee loading characteristics during activities of daily living as measured by an instrumented total knee replacement. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(9), 1167-1172.
- [3]: Hafedh.M.t hèse.Effet de la force de compression sur la réponse passive de l'articulation du genou ,2012.
- [4]: Calais-Germain B. (1986) « Anatomie pour le mouvement tome 1 : Introduction à l'analyse destechniques corporelles », Limoux, France, Ed. Calais-Germain
- [5]: Guide d'enseignement au patient / Chirurgie orthopedie / Prothese\_ totale du genou/ (www.cha.quebec.qc.ca).
- [6]: HAMZA Samir (1,2), LAJMI Walid (1) , BEN HAMOUDA Hédi (1) et BEN HAMOUDA Mehdi (1) Simulation numérique des prothèses articulaire (hanche, de cheville et d'épaule)

MAACHE.A\*, AMADJI.M\*, KHERRAF.A\*\*, MAZOUZ.H\*, BENSAADA.S

- [7]: P. Laheurte, Titane et alliages - Des matériaux de choix pour les applications médicales, Techniques de l'ingénieur m4781,2014
- [8]: Céline CHOLLET Thèse : intérêt de la maîtrise de la microtopochimie superficielle pour contrôler les interactions matériaux tissus. 2007
- [9]: F.Mezache, H.Mazouz, H.Amrani .Principes biomécanique de la prothèse du genou .21ème Congrès Français de Mécanique. Bordeaux 2013
- [10]: Tomaso Villa\*, Francesco Migliavacca, Dario Gastaldi, Maurizio Colombo, Riccardo Pietrabissa Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations . Journal of Biomechanics 37 (2004) 45–53
- [11]: Ali M. Alsamhan .Journal of King Saud University – Engineering Sciences (2012).Rationale analysis of human artificial knee replacements
- [12]: P.Christal and I.alNollet .03 - Différentes types prothèses totales de genou ([www.genou.net](http://www.genou.net))