

L'Utilisation de L'Alliage CoCrMo En Biomécanique (cas de prothèse discal)

AMADJI. M¹, MAACHE.A¹, FEDAOUL.K¹ and MAZOUZ.H¹

¹ Université de Batna Rue chahid boukhrouf el hadi, Laboratoire de Recherche en Productique, Email: amadji.moussa@yahoo.fr

RESUME.

Les paramètres pour la production de la métallurgie des poudres classique d'un alliage CoCrMo pour les prothèses orthopédiques sont déterminés. Avec l'application de ces paramètres, un alliage ayant une densité à l'état brute, une faible porosité après frittage, la dureté considérable et comportement passif avec une résistance de frottement importante.

INTRODUCTION

les Alliages CoCrMo sont largement utilisés dans les arthroplasties de la hanche, du genou, de disque intervertébrale, appareils dentaires et des structures de soutien pour les valves cardiaques [1]. Ils représentent l'alliage le plus préféré pour des applications avec des articulaires métal sur polyéthylène. Contact [2,3] puisque les propriétés tribologiques sont supérieures en comparaison à celles des alliages de titane.

1-PREMIER PARTIE

1-1METHODE EXPERIMENTAL

Préparation des échantillons

L'alliage CoCrMo est composé d'un mélange de poudre illustré dans la figure 1 avec différent pourcentage représenté dans le tableau 1. La poudre de cobalt est délivrée comme oxyde de cobalt avec des grains dont la taille est supérieure à 45µm puis réduite dans un four à hydrogène. Les poudres chrome et molybdène sont délivrés par Alfa Aesar. Avec une taille de grains inférieure de 45 µm.

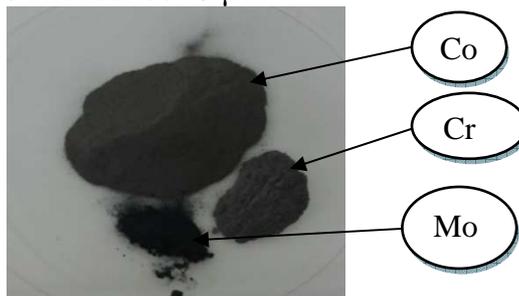


Figure 1. Les trois poudres de l'alliage

Tableau 1 .la composition chimique de l'alliage CoCrMo

Elément	Co	Cr	Mo
Pourcentage %	66	28	6

Broyage

Puis on a mélangé ces poudres dans un broyeur à bille.

Le compactage

A l'aide d'une presse hydraulique bi axiale de capacité de 20 MPa, un compactage de 10MPa a été appliqué sur des échantillons parallélépipèdes de dimensions 29.5X6X3 (mm) ou on a trouvé une densité initiale $\rho=4.7\text{g/cm}^3$.



Figure 2. L'échantillon avant le frittage

Le frittage

La densification a été effectuée dans un four tubulaire à hydrogène pour éviter l'oxydation. Une température de 1200° C a été appliquée pendant 2h30 min, le refroidissement est réalisé avec une vitesse très faible.



Figure 3les échantillons après le frittage

1-2-METHODE NUMERIQUE

Deux modèles de prothèses discales lombaire en alliage de CoCrMo («SB Charité» et «Maverick») avec deux vertèbres lombaires L4 et L5 sont été dessinés à l'aide d'un logiciel de conception SolidWorks figure 4 et 5.

Les deux modèles sont importés au logiciel ANSYS pour faire le calcul numérique. un couple de frottement métal-polyéthylène est choisis pour le premier modèle (SB-Charité).

Un couple de frottement métal-métal est appliqué pour le deuxième modèle (Maverick).

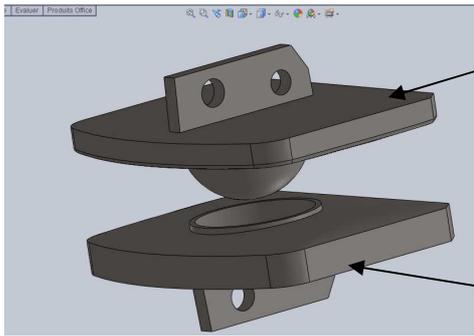


Figure 4. la prothèse Maveric

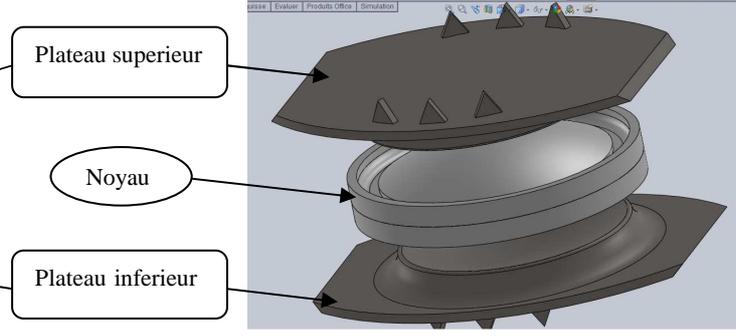


figure 5. La prothèse SB-Charité

1.2.2. Condition aux limites et chargements

Pour observer le comportement biomécanique entre les articulations de surface des différents modèles, on a fixée totalement la vertèbre inférieure, une charge verticale de 500N pour simuler le poids de la tête et de tronc [4], et un moment de rotation de 1.5N.m pour simuler les mouvements physiologiques (flexion-extension, inclinaison latéral droit-gauche, et la rotation axiale droite-gauche) a été appliquée sur la vertèbre supérieure.

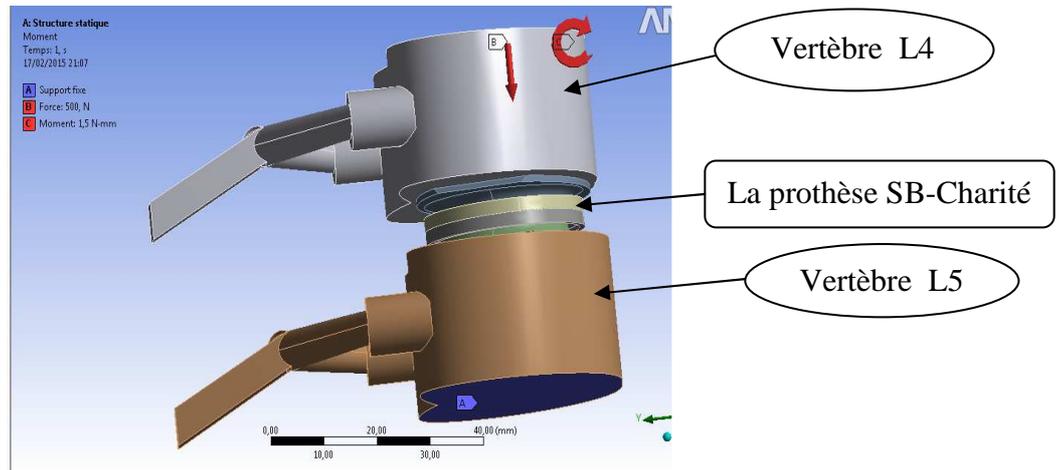


Figure 6. le modèle complet les deux vertèbres et la prothèse SB-Charité.

Tableau 2. Propriété mécanique

Matériau	Modul de young (MPa)	Résistance mécanique (Rm) (MPa)
Os cortical	18000	195
Alliage CoCrMo	240000	1400

2-SECONDE PARTIE

2.1 Résultats et discussion :

La densité des échantillons après frittage est mesurée par un densimètre digital, donne le résultat suivant 7.5 g/cm³. Et on remarque que la densité après le frittage a augmenté et elle est plus proche que la densité de moulage 8.29 g/cm³ [5] Après frittage on remarque que les dimensions des échantillons diminué avec l'ordre suivant 27.5 X5.3 X2.6 mm.

Le rétrécissement

$$\left. \begin{array}{l} 29.5/27.5=1.073\text{mm} \\ 6/5.3=1.132\text{mm} \\ 3/2.6=1.154\text{mm} \end{array} \right\} \rightarrow \text{La moyenne } \textcircled{1.119\text{mm}}$$

La dureté HRA

$$\left. \begin{array}{l} 49,4 \\ 45,5 \\ 50,6 \end{array} \right\} \rightarrow \text{La moyenne } \textcircled{48.5}$$

Le module de Young

Le module de Young de Cobalt Co est $\textcircled{209\text{GP}}$

Le module de Young de Chrome Cr est $\textcircled{289\text{GP}}$

Le module de Young de Molybdène Mo est $\textcircled{329\text{GP}}$

$$\frac{(209 \times 66\%) + (289 \times 28\%) + (329 \times 6\%)}{1000} = \boxed{238,6\text{GPa}}$$

2.2 Résultats numériques

Pour mobiliser le plateau supérieur par rapport au plateau inférieur, nous avons limité à trois degrés de libertés en rotation pour éviter les déplacements paradoxaux et permettre la stabilité de prothèse et on a trouvé la contrainte Von-Mises et la contrainte de frottement entre les surfaces articulaires (figure 7 et 8)

Le but fondamental de cette étude était de contribuer à l'arrangement global de la comparaison entre les deux différentes conceptions des prothèses lombaires,

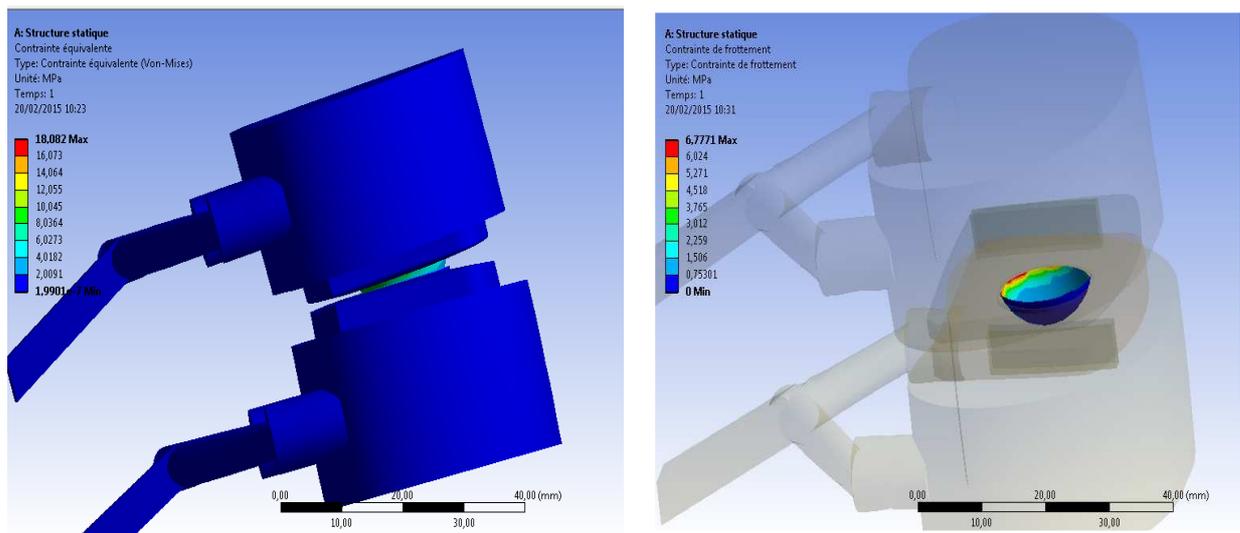


Figure 7. le modèle avec la prothèse Maverick à droit la contrainte de frottement à gauche la contrainte Von-Mises.

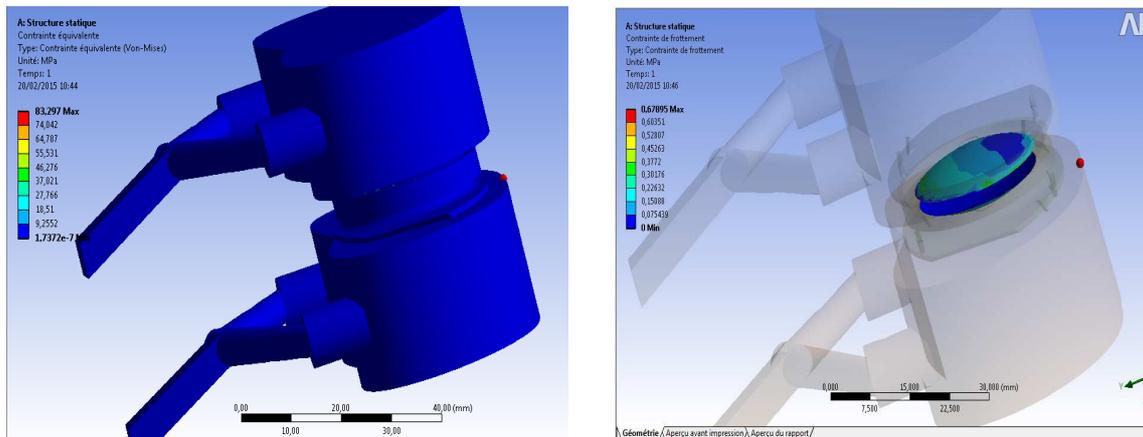


Figure 8. le modèle avec la prothèse SB-Charité à droit la contrainte de frottement à gauche la contrainte Von-Mises.

Discussion

Le but essentiel de cette étude est de déterminer la comparaison entre deux conceptions et de deux système de contact (couple de frottement), le premier couple est métal/métal, pour la prothèse Maverick, le deuxième est métal/polyéthylène pour la prothèse SB-Charité.

On remarque que les contraintes Max de Von-Mises était en général bas et inferieur à la limite élastique de tous les matériaux utilisé dans la simulation pour les deux conceptions des prothèses,

La contrainte Maximale de frottement est petite pour le couple de frottement CoCrMo/PE et grande pour le couple de frottement CoCrMo/CoCrMo ce qui confirme que l'alliage CoCrMo représente une bonne résistance au frottement surtout pour les couple de frottement métal/ polyéthylène.

conclusion

L'étude a montré que la métallurgie des poudres conventionnelle est une voie prometteuse pour obtenir un alliage CoCrMo pour les prothèse et les implants orthopédiques, sur le plan économique on connaitre qu'il existe une plage de réduction. On peut juger que grâce à son élasticité importante et sa grande résistance au frottement, l'alliage CoCrMo donne des résultats suffisante pour les application biomécanique de ceci après plus de travaux réalisés dans ce domaine.

REFERENCES

- [1] B.Y. Li, A. Mukasyan, A. Varma, Materials Research Innovations 7 (2003) 245.
- [2] P.E. Sinnott-Jones, J.A. Wharton, R.J.K. Wood, Wear 259 (2005) 898.
- [3] D. Sun, J.A. Wharton, R.J.K. Wood, L. Ma, W.M. Rainforth, Tribology International 42 (2009) 99.
- [4] ASTM F-2346-05. Standard test methods for static and dynamic characterization of spinal artificial discs.

[5] L. KLEIN SA • Chemin du Long-Champ 110 • Case postale 8358 • CH-2500
Biel/Bienne 8 Téléphone 0041 (0) 32 341 73 73 • Téléfax 0041 (0) 32 341 97 20 • www.kleinmetals.ch •
info@kleinmetals.ch