

UTILISATION DU POLYPROPYLENE EXTRUDE PAR LE PROCÉDE D'ECAE POUR L'AMÉLIORATION DU COMPORTEMENT MÉCANIQUE DE LA CUPULE D'UNE PROTHÈSE TOTALE DE HANCHE.

Ali BENHAOUA^{1,2,*}, Brahim NECIB¹, Ramdane BOULAHIA²

¹ Université Frères Mentouri, Laboratoire de Mécanique, Département de Génie mécanique, – Constantine 1, 25000 Constantine, Algérie, alibenhaoua@hotmail.com, necibbrahim2004@yahoo.fr

²USTHB/FGMGP/LMA, BP 32 El Alia, 16111 Bab Ezzouar, Alger-Algérie, ramdane.boulahia@gmail.com

RÉSUMÉ

L'augmentation de la durée de vie en service d'une cupule d'une prothèse totale de hanche, passe par l'amélioration de ses performances mécaniques. L'objectif de cet article est d'analyser, par simulation numérique basée sur la méthode des éléments, le comportement mécanique d'une cupule usinée dans un bloc de polypropylène (PP) extrudé à l'état solide à l'aide du procédé d'Extrusion Coudée à Aires Égales (ECAE). Nous présentons les résultats d'une modélisation, par éléments finis réalisée en utilisant le code d'éléments finis ANSYS, du comportement mécanique in-vitro de la cupule d'une prothèse totale de la hanche (PTH). Le polypropylène extrudé à l'état par le procédé d'ECAE a un comportement élastoviscoplastiques dont les paramètres sont obtenus expérimentalement par des essais mécaniques de caractérisation. Les résultats obtenus montrent clairement, que l'utilisation du PP extrudé, a donné une meilleure répartition des contraintes-déformations au niveau de la cupule comparés à ceux donnés par un PP vierge. Ceci peut être expliqué par l'augmentation de la ductilité du matériau après une extrusion.

Mots-Clés : *Cupule, Éléments finis, Extrusion coudée à aires égales, Polypropylène, Prothèse totale de la hanche*

NOMENCLATURE

Symboles :

PP polypropylène
V vitesse d'extrusion [mm/mn]
F effort d'extrusion [N]
 E_p pente du durcissement [Mpa]
E module du Young, [Mpa]

Lettres grecques :

φ angle du coude entre [deg]
 ψ angle du coin [deg]
 α direction de chargement [deg]
 ν coefficient de poisson
 σ_e limite élastique [Mpa]

1. INTRODUCTION

Le polypropylène (PP) fait partie de la classe des polyoléfines. C'est l'un des quatre thermoplastiques les plus utilisés avec le polyéthylène (PE), le polystyrène (PS) et le poly chlorure de vinyle (PVC). L'utilisation des polymères est devenue de plus en plus courante dans de multiples domaines d'activités. La légèreté et le faible coût des polymères font de ce type de matériau l'un de plus utilisé. La stabilité de ces propriétés dans le temps est un facteur déterminant pour une utilisation industrielle. Parmi ces matériaux, nous nous sommes intéressés au polypropylène (PP) qui est un polymère thermoplastique semi-cristallin.

Le polypropylène se caractérise par plusieurs propriétés intéressantes comme une faible densité, une relative stabilité thermique et une bonne résistance à la dégradation grâce auxquelles le large champ de ses applications industrielles en fait un des polymères le plus utilisé [1].

L'objectif principal de ce travail est de simuler le comportement mécanique in-vitro d'une cupule fabriquée dans un polypropylène extrudé à l'état solide.

2. MATERIELS ET METHODES

2.1. PROCEDE D'EXTRUSION COUDEE A AIRES EGALES (ECAE)

Le processus d'extrusion angulaire à aires égales (ECAE) a été utilisé pour la première fois par *Segal* au début des années 80 [2,3]. Pour les métaux, le processus d'ECAE permet le raffinement de la microstructure des matériaux. Dans le cas des polymères, l'ECAE donne une orientation des chaînes macromoléculaires [2-6].

Le principe consiste donc, à extruder un matériau dans une matrice composée de deux canaux à sections égales formant un angle φ généralement compris entre 90° et 135° . Un second angle ψ , caractérisant l'angle au coude de la matrice. Il définit la forme circulaire de raccordement des deux canaux (figure 1). L'un des avantages de ce procédé, c'est que la géométrie de l'échantillon extrudé n'est pas modifiée et la section après extrusion reste conservée. Pour atteindre des déformations très importantes il suffit de multiplier le nombre de passes [2,3]. Le polypropylène (PP), traité par le procédé d'ECAE est utilisé pour la conception et la modélisation d'une nouvelle cupule de la prothèse totale de la hanche.

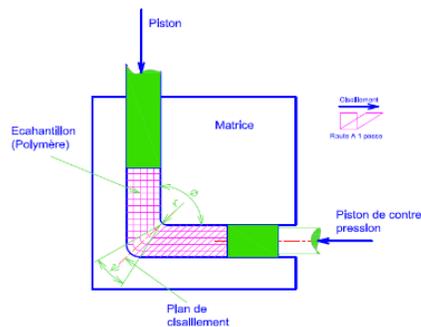


FIGURE 1. Représentation schématique de processus de l'ECAE (φ : angle canal, r : rayon intérieur et ψ angle externe de coin) [2,3]

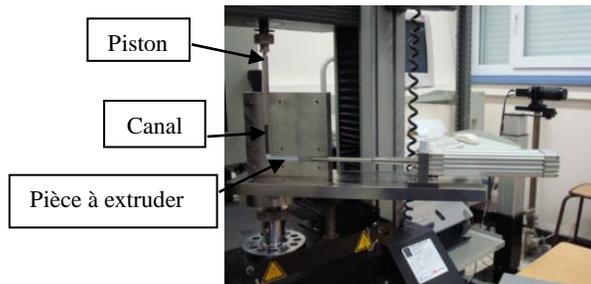


FIGURE 2. Dispositif expérimental d'extrusion angulaire à section constante [2,3]

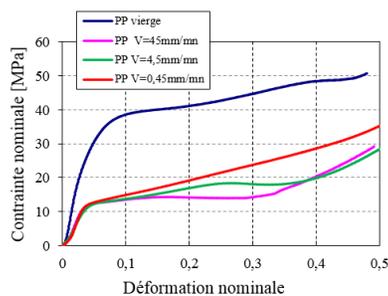


FIGURE 3. Évolutions de la contrainte en fonction de la déformation des échantillons de PP vierge et du PP extrudé à différentes vitesses d'extrusion [2,3]

Le PP extrudé est obtenu en utilisant le dispositif expérimental développé par les membres du Laboratoire de Mécanique Avancée LMA/USTHB (figure 2) [2,3]. Ce dispositif permet d'extruder des échantillons de forme de parallélépipèdes de section carrée de 10 mm de côté sur une longueur de 100 mm, sont extrudés à température ambiante, à différentes vitesses à l'aide d'une machine de traction/compression. La figure 3 montre la loi de comportement du PP à différentes vitesses d'extrusion à la température ambiante [2]. Les propriétés mécaniques du PP extrudé sont résumées dans le tableau 1 ci-dessous.

2.2. SIMULATION NUMERIQUE ET CONDITIONS LIMITES

Par une simulation numérique basée sur la méthode des éléments finis, nous allons réaliser une étude comparative du comportement mécanique d'une cupule de PTH en polypropylène pour deux cas de figure, cupule en polypropylène vierge et cupule en polypropylène extrudé à l'état solide. Notre modèle, est composé de la géométrie tête-cupule, ou la force F est appliquée au centre de la tête fémorale. Afin d'être le plus proche du modèle réel, la cupule a un diamètre extérieur de 50 mm et un diamètre intérieur de 22,1 mm, par contre, le diamètre de la tête fémorale est de 22 mm [7,8]. Le modèle géométrique du couple cupule tête fémorale est donné par la figure 4. Le modèle éléments finis est illustré dans la figure 5 ci-après [9,10].

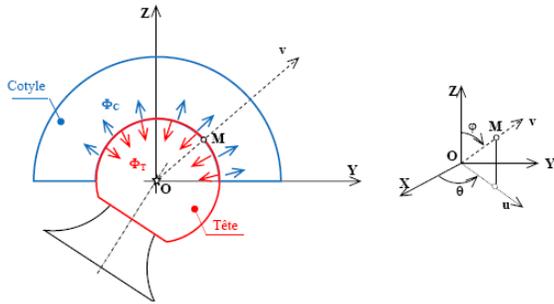
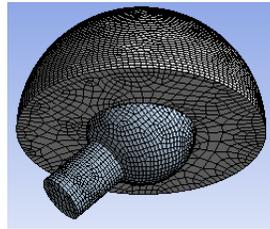


FIGURE 4. Modélisation du couple cupule tête fémorale



Tete fémorale :
 Nombre des éléments 19166
 Nombre de nœuds 64624

Cupule:
 Nombre des éléments 41528
 Nombre de nœuds 139364

FIGURE 5. la discrétisation du modèle en éléments finis

2.3 CONDITIONS AUX LIMITES ET DE CHARGEMENT

Tout calcul par éléments finis nécessite la définition des conditions aux limites. Afin d'approcher le cas réel du chargement, la force F est appliquée le long de la cupule au centre de la tête fémorale. Le cas du chargement analysés dans cette étude correspondent à $F=3500N$ et $\alpha= 45^\circ$ [10,11]. La cupule est encastrée sur son bord extérieur.

Désignation	Module du Young E (MPa)	Coefficient de poisson (ν)	Limite élastique σ_e (MPa)	Pente du durcissement E_p (Mpa)
Tête fémorale : Alliage à base de Cr-Ni-Mo	210 000	0,3		
Cupule avec PP vierge	1120	0,4	28	56,11
Cupule avec PP extrudé V=0,45 mm/min	160	0,4	16	12
Cupule avec PP extrudé V=4,5 mm/min	150	0,4	16	30

TABLEAU 1. Caractéristiques mécaniques des matériaux utilisés (Tête fémorale, cupule)

3. RESULTATS

Pour simuler le comportement en service d'une prothèse totale de hanche, il est nécessaire de définir en premier lieu, sa nature, son positionnement (l'orientation par rapport à un axe global, etc.), son milieu environnant (les éléments de contact, les muscles, etc.), les éléments qui la constitue (fémur, bassin, etc.), les propriétés mécaniques de chaque élément et enfin les charges qui lui sont directement appliquées [7-11].

L'analyse des résultats obtenus nous a permis de vérifier la véracité de notre proposition, qui consiste à usiner une cupule dans un PP extrudé. Nos calculs ont été réalisés pour une orientation de cupule de 45° , et une force de sollicitation de 3500 N [10,11].

Pour mettre en relief l'état de la cupule, nous avons cherché à étudier l'évolution de la contrainte de Von Mises le long de longueur de la pièce suivant la direction principale de chargement, pour trois différents cas : PP vierge, PP extrudé à $V=0,45$ mm/mm et PP extrudé à $V=4,5$ mm/mm.

La figure 6 illustre la répartition des contraintes équivalentes de Von Mises dans la cupule. Après la surcharge, la contrainte atteinte une valeur maximale de 24,56 MPa dans le cas d'une cupule vierge, et une valeur minimale de

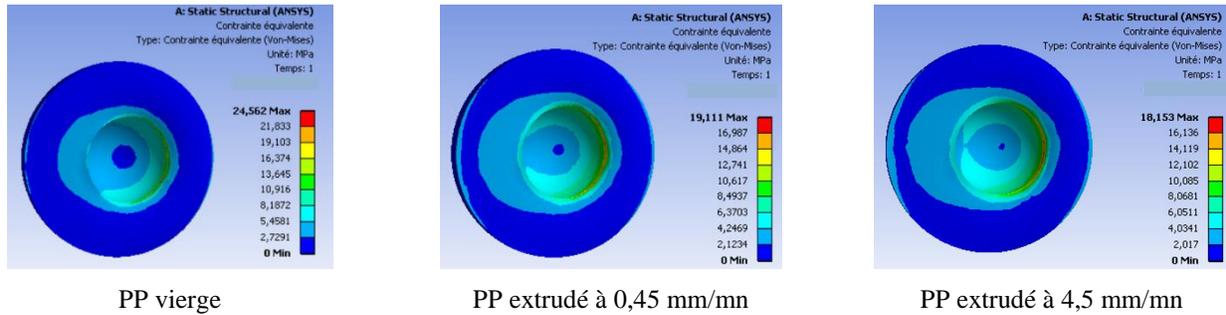


FIGURE 6. Contraintes équivalente de Von Mises d'une coupule en service

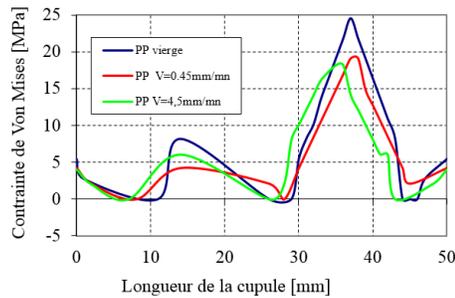


FIGURE 7. Evolution des contraintes équivalentes de Von Mises le long de l'axe x

18,15 MPa dans le cas d'une cupule usiné dans un PP extrudée avec une vitesse d'extrusion de $V=4,5$ mm/mm. Dans le cas du PP extrudé on relève moins de concentration de contrainte, cette diminution est très significative pour la vitesse de 4,5 mm/mm. Cette évolution est confirmée par les courbes de la figure 7.

Les figures 8 et 9 illustrent la répartition de déformation élastique équivalente dans la pièce cotyloïdienne. La déformation atteinte une valeur maximale de 0,121 dans le cas d'une cupule extrudée à une vitesse 4,5 mm/mm, et une valeur minimale de 0,0219 dans le cas d'une cupule vierge. On relève que les déformations engendrées au niveau de la cupule en PP extrudé sont supérieures à celle engendrée au niveau de cupule vierge.

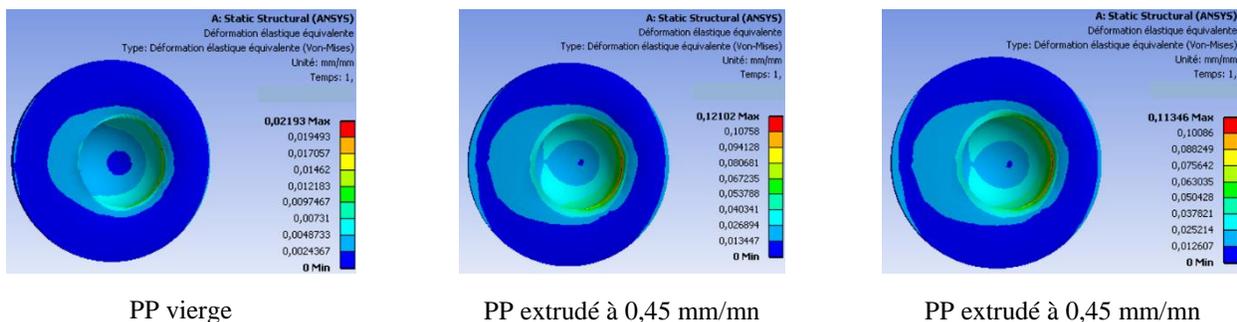


FIGURE 8. déformation élastique équivalente d'une coupule en service

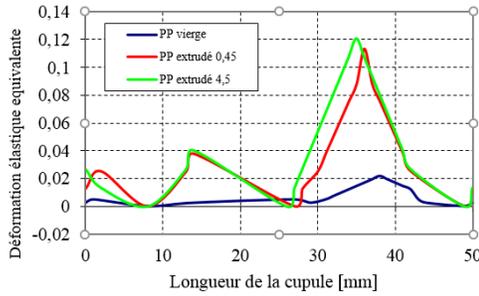


FIGURE 9. Evolution de la déformation élastique équivalente le long de l'axe x

La figure 10, 11 montrent la répartition des contraintes principales maximales sur la surface d'une cupule. Les contraintes de traction et de compression sont représentées par les contraintes principales, qui ne sont autres que les valeurs propres du tenseur des contraintes.

Les résultats obtenus montrent que le niveau de contrainte (traction et compression) maximale engendrées au niveau de la zone périphérique de la surface interne, dans le cas d'une cupule extrudée est inférieur à celle engendrée au niveau de la cupule vierge. La contrainte de tension atteinte une valeur maximale de 10,15 MPa dans le cas d'une cupule vierge, et une valeur minimale de 8 MPa dans le cas d'une cupule extrudée.

La contrainte de compression atteinte une valeur maximale de 6,13 MPa dans le cas d'une cupule vierge, et une valeur minimale de 3,89 MPa dans le cas d'une cupule extrudée.

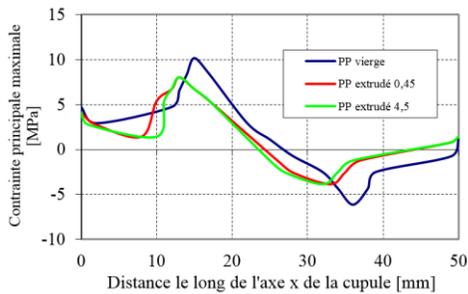


FIGURE 10. Evolution des contraintes principales maximales le long de l'axe x

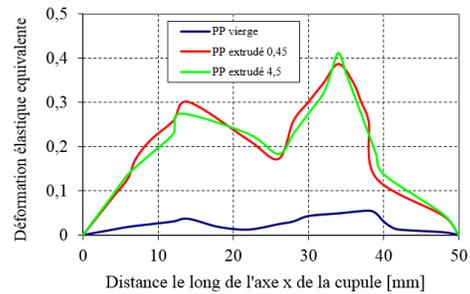


FIGURE 11. Evolution des déformées totales le long de l'axe x

4. CONCLUSION

Ce travail de recherche avait pour objectif d'aborder le comportement mécanique in-vitro des cupules d'une PTH. Ces dernières sont usinées en polypropylène (PP) extrudé à l'état solide, traité par le procédé d'Extrusion Coudée à Aires Egales (ECAE) en vue de d'étudier l'effet des nouvelles propriétés mécaniques du matériau extrudé sur les sollicitations que subit la cupule d'une prothèse totale de la hanche. L'analyse du comportement in-vitro nous a permis de :

- ✓ déterminer la répartition des contraintes engendrées le long de la cupule de prothèse totale de hanche
- ✓ la localisation du point chaud et l'évaluation de l'amplitude de la contrainte et déformations au niveau de la cupule, généralement contrainte responsable de la défaillance et même parfois de la rupture de la cupule en service,

Les résultats obtenus nous ont permis essentiellement d'analyser la répartition des contraintes en comparant le niveau de contraintes pour les cas analysés. Nous utilisons pour la modélisation numérique le code de calcul par élément finis ANSYS. La simulation numérique par la méthode des éléments finis, nous a permis aussi de décrire d'une façon bien claire et détaillée le comportement mécanique d'une cupule d'une prothèse totale de hanche fabriquée en polypropylène extrudé à l'état solide. Le but de l'extrusion est double:

- ✓ améliorer les propriétés mécaniques du nouveau matériau, comme la ductilité par exemple,
- ✓ réorienter les chaînes macromoléculaires du nouveau matériau, pour créer des orientations privilégiées de chaînes macromoléculaires.

D'après les résultats obtenus on voit clairement qu'on a une meilleure répartition des contraintes au niveau de la cupule extrudée, ceci peut être expliqué par l'augmentation de la ductilité du matériau après extrusion.

Le nouveau matériau offre la possibilité d'éviter la concentration des contraintes excessives au niveau de la cupule. Le nouveau matériau offre, donc, une meilleure répartition des contraintes, ces dernières engendrées par le transfert de charge de la partie supérieure du corps humain à la partie inférieure lors de la marche.

REFERENCES

- [1] P. COMBETTE, I. ERNOULT, Livre : Physique des polymères Tome 1 : Structure, fabrication, emploi, *Presses internationales Polytechnique* (2005).
- [2] R. BOULAHIA et al. Deformation behaviour and mechanical properties of polypropylene processed by equal channel angular extrusion: Effects of back-pressure and extrusion velocity, *The Journal of Polymer Science* 50 (2009) 5508–5517.
- [3] BOULAHIA et al. Successive translucent and opaque shear bands accompanied by a pronounced periodic waves observed in a polypropylene (PP) processed by single ECAE pass. *The Journal of Advanced Materials Research* Vol. 423 (2012) pp 12-25
- [4] F. Bouaksa, C. Ovalle Rodas, F. Zaïri, G. Stoclet, M. Naït-Abdelaziz, J.M. Gloaguen, T. Tamine, J.M. Lefebvre, Molecular chain orientation in polycarbonate during equal channel angular extrusion : Experiments and simulations, *Computational Materials Science* 85 (2014) 244–252
- [5] Jianhui Qiu et al (2012), " Plastic deformation mechanism of crystalline polymer materials in the equal channel angular extrusion process", *Journal of Materials Processing Technology* 212 (2012) 1528– 1536
- [6] V. A. Beloshenko & Yu. V. Voznyak & I. Yu. Reshidova & M. Naït-Abdelaziz & F. Zairi, Equal-channel angular extrusion of polymers, *J Polym Res* (2013) 20 :322
- [7] KADI et al. Comportement mécanique in-vitro des tiges fémorales standard et anatomique implantées dans un fémur humain, Laboratoire de Mécanique Avancée (LMA), *Matériaux 2006* 13-17 Novembre 2006 – Dijon, France
- [8] M. Kadi , R. Boulahia , K. Azouaoui, N. Ouali, A. Ahmed-benyahia , T. Boukharouba, Mechanical Behavior Simulation of Hip Prostheses Stress Distributions Analysis, Fracture of Nano and Engineering Materials and Structures, Proceedings of the 16th European Conference of Fracture, Alexandroupolis, Greece, July 3–7, 2006, Springer 2006, DOI 10.1007/1-4020-4972-2_207
- [9] Hannes A. Rüdiger, MD, Valérie Parvex, MSc, Alexandre Terrier, PhD, Impact of the Femoral Head Position on Moment Arms in Total Hip Arthroplasty: A Parametric Finite Element Study, *The Journal of Arthroplasty* 31 (2016) 715–720
- [10] Volodymyr Pakhaliuk, Alexander Polyakov, Mykhaylo Kalinin, Vadym Kramar, Improving the Finite Element Simulation of Wear of Total Hip Prosthesis' Spherical Joint with the Polymeric Component, *Procedia Engineering* 100 (2015) 539 – 548
- [11] Yi-Tsung Lin, James Shih-Shyn Wu, Jian-Horng Chen, The study of wear behaviors on abducted hip joint prostheses by an alternate finite element approach, *Computer methods and programs in biomedicine* 131(2016) 143–155.