



Research Paper

DOI : 10.5281/zenodo.2581428

Open access



Experimental and numerical evaluation of the implant-cement strength of the femoral prosthesis

Évaluation expérimentale et numérique de la résistance de l'interface implant-ciment de la prothèse fémorale

Mohammed Mokhtar BOUZIANE^{a,b,*}, Mokhtar KHALDI^a, Samir HABIBI^a, Sahnoun ZENGAH^a, Boualem SERIER^b, Noureddine BENSEDDIQ^c, Mokhtar ZERDALI^d

^aDépartement de Génie Mécanique, Faculté des Sciences et Technologie, BP 305 Route de Mamounia, Université de Mustapha Stambouli de Mascara – Mascara 29000 Algérie

^bLMPM, Département de Génie Mécanique, Université de Sidi Bel Abbes, BP 89, City Ben M'hidi, Sidi Bel Abbes 22000, Algérie.

^cLaboratoire de Mécanique de Lille, IUT-A-2, rue de la recherche, 59653 Villeneuve d'Ascq Cedex, France.

^dDépartement de Physique, USTO, B.P. 1505, El-Mnaouer, 31000 Oran, Algérie.

ARTICLE INFO

Article history :

Received 07 December 18

Received in revised form 16 February 19

Accepted 27 February 19

Keywords:

Bone cement; Hip prostheses; Microvoid;
 Mechanical properties; Shear strength;
 FEM

Mots clés:

Ciment orthopédique; Prothèse de hanche;
 Microcavité; Propriétés mécaniques;
 Résistance; MEF

ABSTRACT

This study investigated the influence of Implant surface roughness on the resistance of the implant–cement interface. Mechanical fixation at the implant–cement interface was evaluated in vitro using shear loading with stainless steel rods with different surface roughness preparations. The finite element models (FEM) were used to compute the resistance of the implant-cement interface. Increasing surface roughness improved the mechanical properties at the implant–cement interface. Therefore, it increases the long-term stability of the hip prostheses assembly.

RÉSUMÉ

L'objectif de ce travail porte sur une analyse de l'influence de la rugosité de surface de l'implant sur le comportement mécanique et en rupture de la prothèse totale de hanche (PTH). La fixation mécanique des tiges en acier inoxydable avec différentes rugosités a été faite in vitro. La résistance au cisaillement pur de l'interface implant-ciment était testée expérimentalement à l'aide d'un montage adapté dans la machine de traction. Les modèles d'éléments finis (EF) ont été utilisés pour calculer la résistance de l'interface implant-ciment. Les résultats montrent que l'augmentation de la rugosité de surface améliore les propriétés mécaniques à l'interface implant-ciment. Par conséquent, la stabilité à long terme de l'ensemble des prothèses de hanche.

* Corresponding author. Tel.: +213661451773.

E-mail address: m.bouziane@univ-mascara.dz

1 Introduction

La prothèse totale de hanche (PTH) est une technique chirurgicale très efficace qui est devenue une procédure bien établie dans l'orthopédie actuelle. Les patients atteignent des maladies articulaires de la hanche dégénératives, persistantes que la douleur de la cuisse et les fractures du col fémoral, peuvent effectivement être traitées avec une reconstruction de l'articulation de la hanche artificielle. Généralement, la PTH conduit à un soulagement immédiat de la douleur et une plus grande liberté de mouvement dans l'articulation de la hanche. Les patients connaissent une amélioration substantielle de la qualité de vie et ont besoin de soutien pour mener à bien leurs activités quotidiennes [1,2]. Le succès d'une arthroplastie dépend en grande partie de la manière dont le ciment acrylique de qualité chirurgicale PMMA est préparé et utilisé pour fixer les composants de la prothèse. La préparation du ciment est aussi importante que celle de l'os receveur ou que le choix de l'implant [3]. Des variations de volume du ciment sont observées entre le début du mélange et la fin de la polymérisation [4]. L'air emprisonné lors du mélange des constituants du ciment a tendance à s'échapper lors de la polymérisation. Ces bulles d'air sont toujours parfaitement régulières, à peu près sphériques. Les monomères de méthylméthacrylate sont très volatils et s'évaporent à une température plus basse que celle de la prise du ciment. Le diamètre de ces cavités varie du millimètre à quelques micromètres : les macro-bulles peuvent être attribuées à de l'air enfermé dans les échantillons au moment du mélange, alors que les champs de petites bulles sont plus vraisemblablement liés à l'ébullition du monomère (Fig. 1) [5].

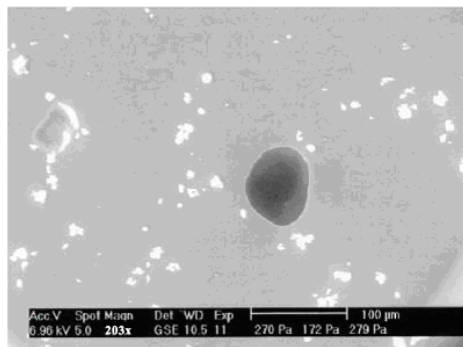


Fig. 1 – Porosité gazeuse (MEB philips XL30 EDS) [6].

La porosité est constituée de microcavités (vides) présentes dans le ciment ou d'autres microcavités (bulles) dues au retrait, ce type de porosité est lié au phénomène de retrait lors de la polymérisation in vivo. Il est à l'origine de cavités à surface intérieure boursouflée où l'on voit apparaître des sphères réalisant des empreintes en relief (Fig. 2), correspondant à des billes de prépolymère, à l'intérieur de la cavité. Dans un certain nombre de cas, ces cavités sont moins régulières et peuvent initialiser les fissures dont le point de départ correspond vraisemblablement au phénomène de retrait. La porosité peut être constituée par des inclusions de sang, de tissus mous ou osseux résultant du cimentage de l'implant [6].

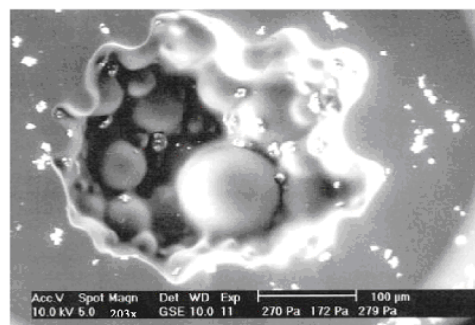


Fig. 1 – Porosité par retrait (MEB philips XL30 EDS) [6].

Les microcavités dans le ciment orthopédique fixant une prothèse totale de hanche peuvent avoir des effets positifs du point de vue clinique puisqu'elles permettent le passage des antibiotiques [7]. Du point de vue mécanique leurs effets peuvent être négatifs puisqu'elles sont le siège de concentration des contraintes pouvant provoquer l'amorçage des fissures par le descellement de la prothèse [8]. Le descellement de l'implants fémoral cimenté est considéré comme cause majeure d'échec de l'arthroplastie. La séparation de l'interface implant-ciment et l'existence des microfissures dans le ciment orthopédique provoquent le descellement de la prothèse [9]. L'une des caractéristiques particulières de l'implant et qui est

considérée comme la propriété principale de la conception, est la finition de surface de la prothèse (la rugosité). Ceci influe directement sur les propriétés mécaniques de l'interface ciment-implant. Plusieurs études expérimentales et numériques ont été faites dans ce contexte. Plusieurs chercheurs confirment que les implants lisses ont une plus faible résistance de fixation à l'interface implant-ciment [10]. par contre, des autres trouvent qu'une surface rugueuse est plus abrasive, produisant d'autres types de problèmes qui peuvent aussi accélérer le descellement [11]. Cette étude est subdivisée en deux parties:

- La première est consacrée à une analyse expérimentale et numérique pour étudier l'effet de la rugosité de l'implant sur la résistance de l'interface implant-ciment au cisaillement pur;

- L'objectif de la deuxième partie est d'analyser par la méthode des éléments finis (MEF), les contraintes autour d'une microcavité présente dans le ciment de fixation à l'interface implant-ciment. Le but de la détermination des zones de concentration de contraintes autour de la microcavité est de prédire le risque d'éventuel descellement de la prothèse causé par cette concentration de contraintes.

2 Étude expérimentale

2.1 Préparation des éprouvettes implant-ciment

Dans cette partie, des cylindres en acier inoxydable avec quatre rugosités différentes ($R_a = 0,06, 0,17, 0,47$ et $0,60 \mu\text{m}$) étaient utilisés pour préparer des éprouvettes de biomatériaux implant-ciment. La variation de rugosité de surface ont été obtenues par des papiers abrasifs (carbure de silicium) étanche à l'eau avec différentes tailles de grain (800, 220, 120 et 80). Les échantillons d'acier ont été nettoyés par l'acétone et placés dans un moule en Téflon, ensuite, l'adhérence du ciment orthopédique (Fig. 3) avec ces échantillons était effectuée dans le moule.

Les dimensions des cylindres étaient de 8 mm de longueur et de 6 mm de diamètre et les dimensions du ciment étaient de 4 mm de longueur et de 6 mm de diamètre, ce qui donnait une surface de l'interface implant-ciment de $28,27 \text{ mm}^2$ (Fig. 4). Les éprouvettes étaient choisies sous forme rondes pour éviter l'effet de bord à l'interface implant-ciment et par conséquent, pour diminuer la concentration de contraintes autour le bord de l'interface et pour avoir, lors des essais, une charge relativement uniforme.



Fig. 3 – Deux composants de PMMA: poudre (polymère) et liquide (monomère) sont mélangés par une fraction de 2 g/1 ml (Synicem 1G, REF 880223).

2.2 Tests mécaniques

La résistance mécanique de l'interface implant-ciment pour différentes rugosités de l'implant est testée à l'aide d'une micro-machine de traction (Deformation Devices System, Kammrath & Weiss, 10 kN max.). Pour avoir un cisaillement pur à l'interface, on a utilisé un montage spécial préparé uniquement pour faire ces tests (Figs. 4 et 5).

Les essais sont réalisées sous contrôle de chargement avec une vitesse de déplacement de $16 \mu\text{m} / \text{s}$. Ensuite, après la rupture de l'éprouvette, le ciment à l'interface est observé par le microscope électronique à balayage (MEB, modèle JEOL, JSM-6610LA, Ltd., Kawasaki, Japon), fonctionnant à une tension d'accélération de 20 kV.

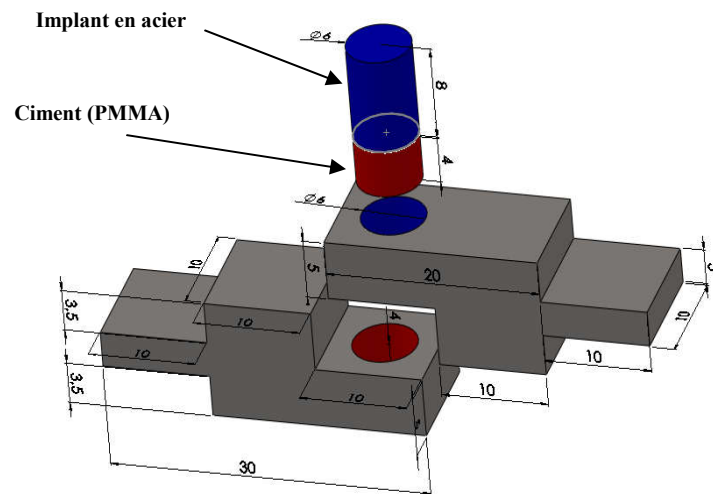


Fig. 4 – Design de l'éprouvette bimatériau (implant-ciment) et le montage qui assure la rupture au cisaillement pur lors de l'essai (toutes les dimensions en mm).

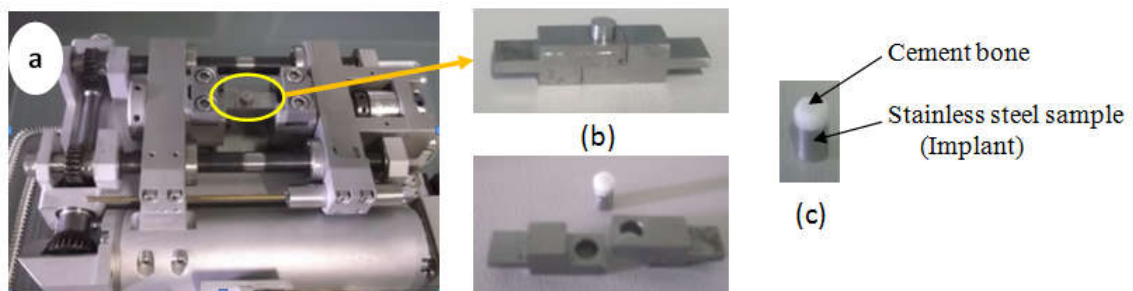


Fig. 5 – Protocole expérimental pour déterminer la résistance de l'interface (implant-ciment). (a): micro-machine de traction. (b): le montage de cisaillement pur. (c): éprouvettes implant-ciment pour différentes rugosités de l'implant.

2.3 Résultats et discussions

Dans cette étude, la rugosité de l'implant est examinée pour déterminer le comportement de l'interface implant-ciment lorsque la prothèse de hanche est soumise à la charge du corps humain. L'analyse micromécanique de l'interface au cisaillement pur effectuée par la technique expérimentale a fourni des résultats qui ont permis de tracer des courbes contrainte-déplacement avec des différentes rugosités. La figure 6 montre la comparaison de résistance de l'interface au cisaillement pour différentes rugosités. La jonction ciment-implant permet d'analyser l'accrochage mécanique entre le ciment et la surface de l'acier inoxydable, sachant que cet acier est utilisé pour le développement des implants fémoraux. L'adhérence entre ces deux composants (implant et ciment) est purement mécanique, elle repose sur l'incrustation du ciment sur les défauts de surface de l'implant. Les résultats montrent clairement que la résistance de l'interface est augmentée par l'accroissement de la rugosité de l'implant. Ce comportement peut s'expliquer par la jonction qui est assurée par l'incrustation du ciment dans les irrégularités de surface de l'acier inoxydable. Une surface correspondant à un paramètre faible de R_a garantit un contact intime du ciment orthopédique avec le métal, mais par une mauvaise incrustation et par conséquent, on aurait donc une faible résistance interfaciale, ceci explique les faibles valeurs de la résistance à la rupture de l'interface. De l'autre côté, une surface rugueuse à haut paramètre R_a favorise l'incrustation du ciment sur la surface des

défauts du métal. Par conséquent, la surface rugueuse du métal améliore considérablement la résistance mécanique de l'interface ciment-implant.

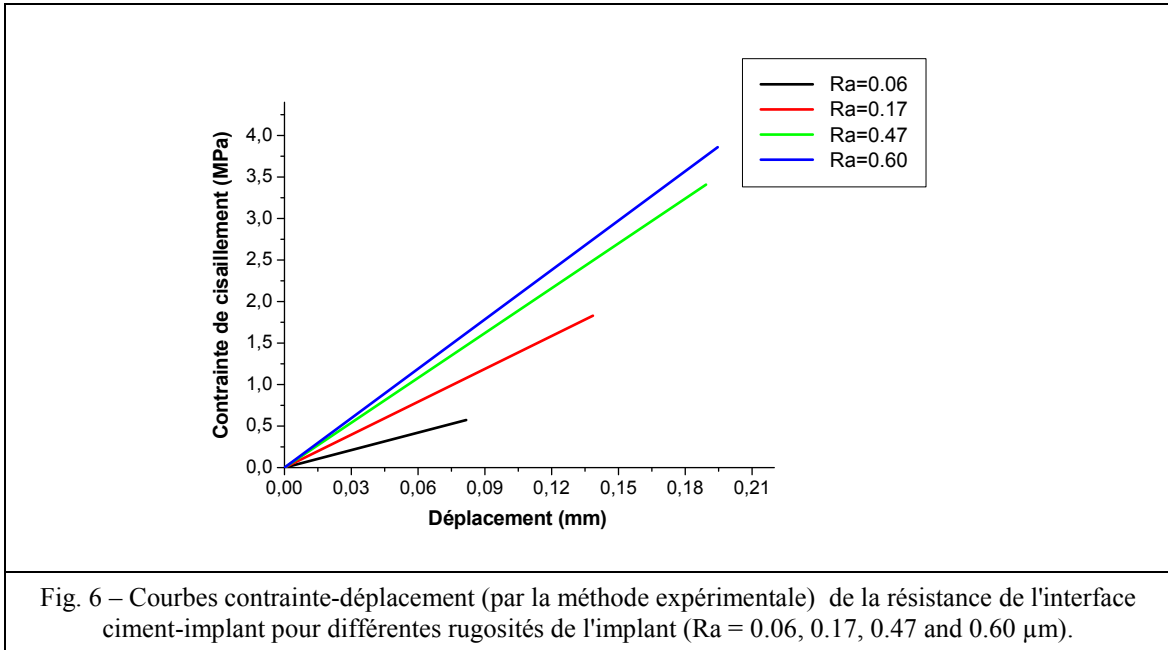


Fig. 6 – Courbes contrainte-déplacement (par la méthode expérimentale) de la résistance de l'interface ciment-implant pour différentes rugosités de l'implant (Ra = 0.06, 0.17, 0.47 and 0.60 μm).

Les surfaces de rupture des échantillons de PMMA; pour une rugosité de l'implant Ra = 0,6 μm; testées en cisaillement ont été observés au microscope électronique balayage MEB (Fig. 7). Cette figure montre clairement la formation de stries de déformation résultant de l'écoulement de matière lors de l'essai de cisaillement. Ces stries sont orientées préférentiellement dans la direction des efforts tangentiels. Sur figure, on observe la présence de cavitation et de porosité. défauts essentiels pour la transport des antibiotiques. La présence de tels défauts fragilise naturellement le ciment chirurgical par effet d'entaille et favorise l'amorçage de fissures de fatigue.

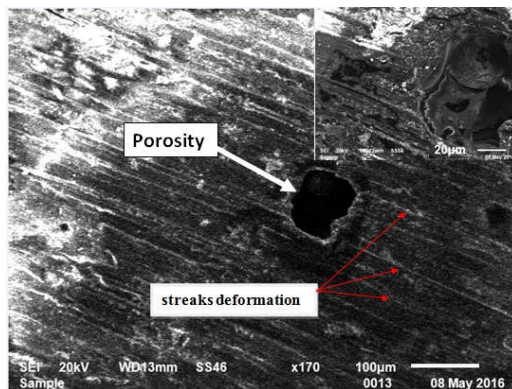


Fig. 7 – Surface de rupture des échantillons de PMMA observée par le MEB présente la formation de stries de déformation et des porosités.

3 Etude numérique par la méthode des éléments finis

3.1 Modèle cohésif par EF

Le modèle adopté pour la zone cohésive se réfère aux théories classiques de la mécanique de l'endommagement. Ce modèle permet de modéliser la séparation de l'interface implant-ciment soumis à une sollicitation pure à savoir une charge de cisaillement. Afin de mettre en œuvre l'expression d'endommagement, on exprime la contrainte en fonction du

déplacement issu de la modélisation de l'interface examiné. Le comportement de l'interface se manifeste sous un comportement élastique initial succédé par l'initiation et l'évolution d'endommagement, dans la mesure où la fissure se propage le long de l'interface. La variable d'endommagement D à l'interface implant-ciment est définie par l'équation (1):

$$D = \int_{\delta_m^0}^{\delta_m^f} \frac{T_{eff} d\delta}{G^c - G_0} \quad (1)$$

T_{eff} et δ représentent respectivement la force de cisaillement et le déplacement effectif. Tandis que, G^c et G_0 représentent le taux de restitution d'énergie critique de rupture et l'énergie de déformation élastique, respectivement (voir Fig. 8).

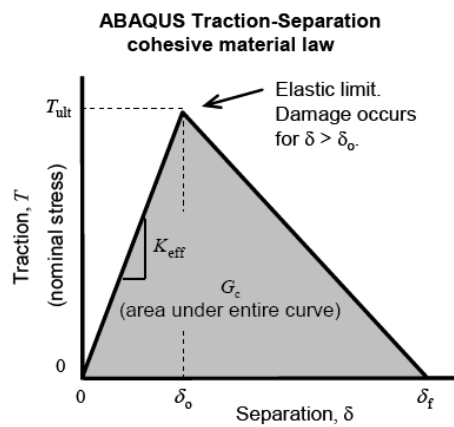


Fig. 8 – La loi de séparation par traction utilisée dans le modèle cohésif par éléments finis.

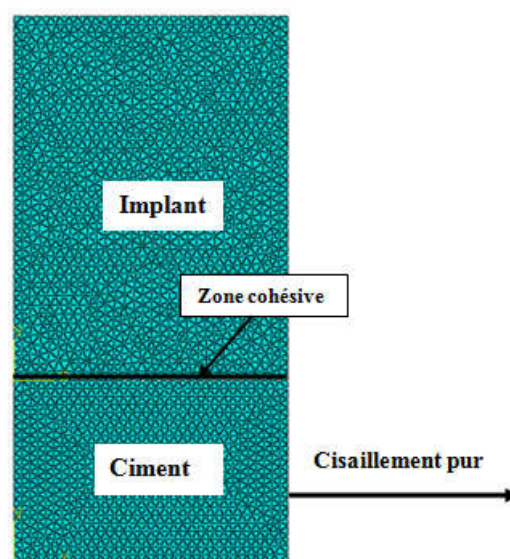


Fig. 9 – Modèle numérique de l'éprouvette implant-ciment.

En se basant sur la partie expérimentale, nous avons mis en œuvre un modèle en 2D par la méthode des éléments finis en état de déformation plane (Fig. 9) à l'aide du code de calcul ABAQUS (2013). L'élément de maillage utilisé pour ce modèle est quadratique à quatre nœuds et le maillage raffiné est concentré à l'interface implant-ciment pour modéliser la zone cohésive par des éléments cohésifs. Les conditions aux limites sont appliquées par la fixation totale de l'implant et l'élimination de tous les degrés de liberté du ciment à l'exception de déplacement du ciment suivant l'axe horizontal. Le déplacement de séparation d'interface déterminé expérimentalement est utilisé comme un déplacement imposé exercé sur le ciment. Les propriétés mécaniques des matériaux sont définies en fonction du module de Young et du coefficient de Poisson, à savoir le module de Young de l'implant et celui du ciment sont respectivement 2 GPa et 210 GPa, et le coefficient de poisson de l'implant et du ciment sont respectivement 0,3 et 0,35. Tous les matériaux sont considérés comme des matériaux homogènes, isotropes avec un comportement élastique. Les courbes de contrainte-déplacement sont tracées pour déterminer l'initiation et l'évolution d'endommagement de l'interface lors d'exécution de charge de cisaillement. Ensuite, nous avons évalué l'effet de l'existence d'une microcavité sur le comportement mécanique de la prothèse, en utilisant deux diamètres différents à savoir 200 μm et 500 μm , dans le ciment à l'interface implant-ciment. La figure 10 montre le maillage autour de la microcavité à l'interface.

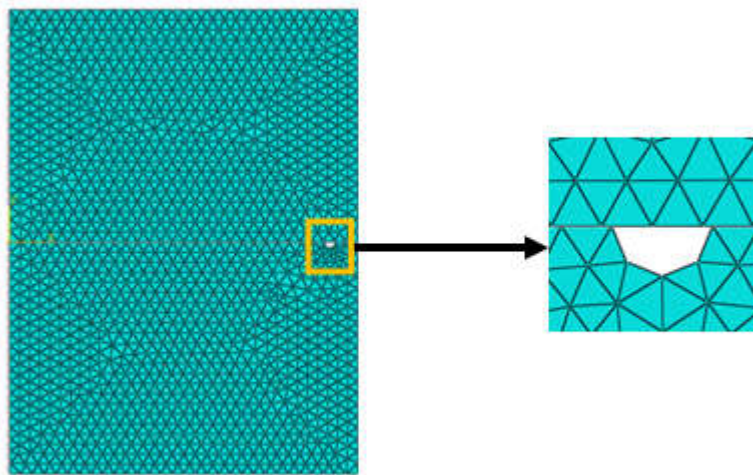


Fig. 10 – Maillage autour de microcavité à l'interface implant-ciment.

3.2 Résultats et discussions

A priori le système implant-ciment conduit à une faible résistance au cisaillement de l'interface (Fig. 11). Cette figure montre clairement que ce système engendre une résistance au cisaillement de l'interface nettement plus élevée à condition que la rugosité soit importante. Nous montrons un effet bénéfique de rugosité optimale de l'implant conduisant à une bonne adhérence d'implant-ciment. Les résultats montrent que l'accroissement de rugosité de l'implant améliore la résistance de l'interface. En effet, le ciment s'incruste dans les défauts de surface de l'implant et améliore l'accrochage mécanique interfacial, d'où la résistance au cisaillement de l'interface ciment-implant. Les résultats expérimentaux sont comparés à ceux obtenus numériquement (Fig. 12). Cette figure montre clairement une très bonne corrélation entre ces deux méthodes d'analyses. Rappelons que les résultats numériques sont obtenus en utilisant le modèle d'endommagement de la zone cohésive permettant la prédiction de la rupture de l'interface ciment-implant, et en utilisant la contrainte ultime au cisaillement (résistance) obtenue expérimentalement. Les résultats obtenus montrent que le modèle de la zone cohésive permet la modélisation de la rupture de l'interface et donc le descellement du ciment de l'implant après un endommagement initié par la décohéation des éléments cohésifs le long de l'interface. Les résultats numériques comme le montre la figure 10, illustrent bien les réponses du comportement mécanique de l'interface entre l'implant et le ciment obtenues expérimentalement. Nos résultats montrent la capacité de prédiction du comportement mécanique interfaciale du système implant-ciment, face à la résistance au cisaillement, à savoir que la rugosité de l'implant retarde l'amorçage et la propagation de l'endommagement responsable de la décohéation interfaciale. Lors de l'activité du patient soumis à des

efforts complexes, transmis au système implant-ciment, tendent à produire des endommagements multiples tels que le descellement interfacial par une rupture adhésive de l'interface ou la rupture fragile cohésive du ciment.

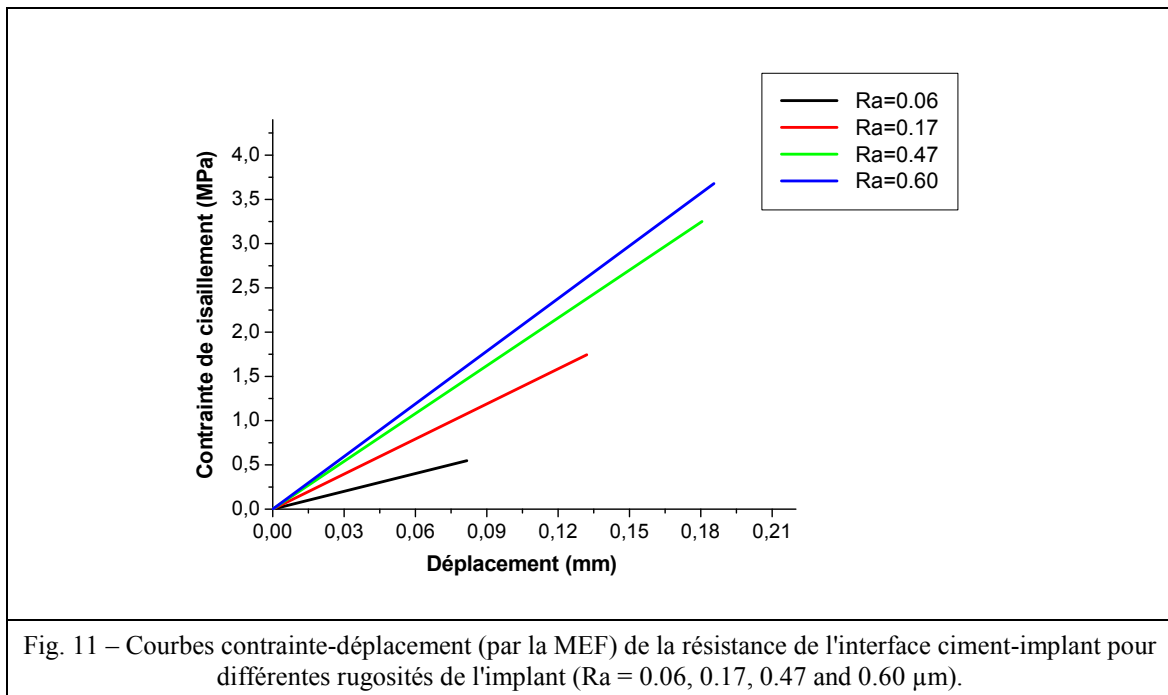


Fig. 11 – Courbes contrainte-déplacement (par la MEF) de la résistance de l'interface ciment-implant pour différentes rugosités de l'implant ($R_a = 0.06, 0.17, 0.47$ and $0.60 \mu\text{m}$).

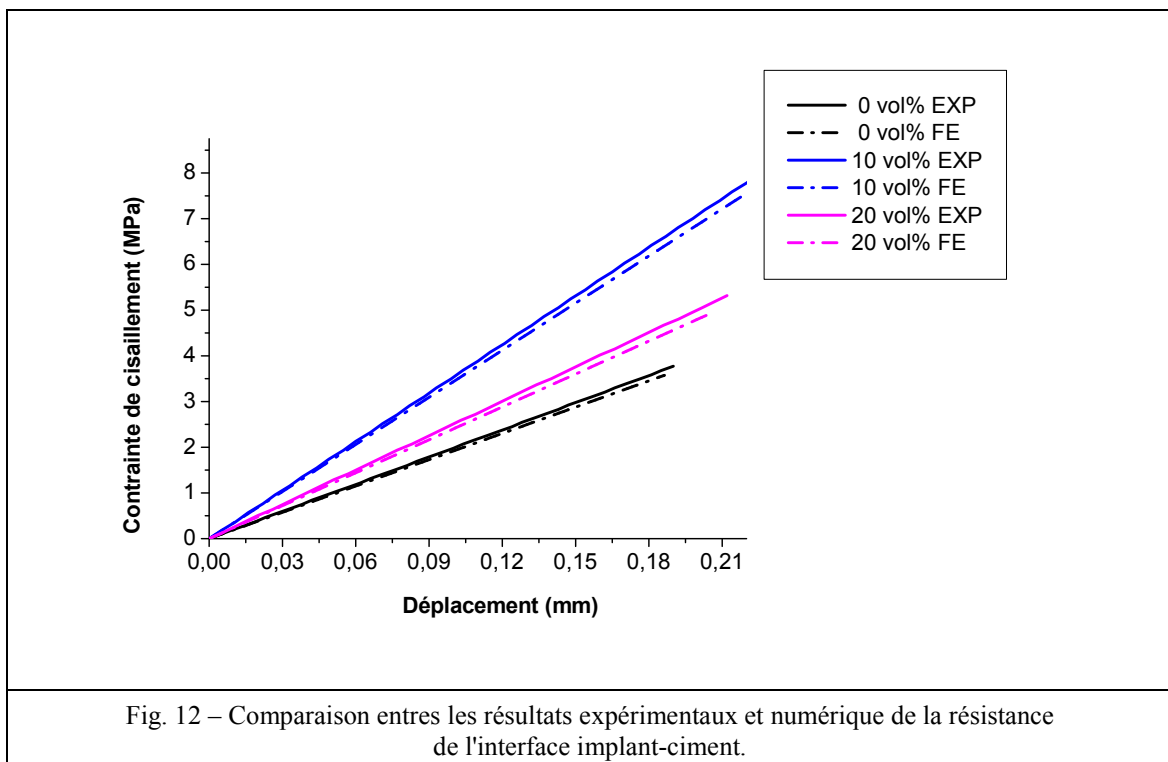


Fig. 12 – Comparaison entre les résultats expérimentaux et numérique de la résistance de l'interface implant-ciment.

La figure 13 montre la répartition des contraintes équivalentes de von Mises pendant le processus de séparation interfaciale (rupture de l'interface). Les contraintes locales de von Mises, induites dans le ciment pendant le processus de décohésion interfaciale, sont intensivement concentrées au voisinage très proche de l'interface avec l'implant. Les contraintes les plus fortes résultent d'un ciment assemblé avec l'implant le plus rugueux. Ce comportement confirme les résultats illustrés sur les figures précédentes. Les contraintes les plus intenses localisées sur le bord du ciment sont dues à la formation d'une marche pendant le processus de décohésion des éléments cohésifs le long de l'interface ciment-implant.

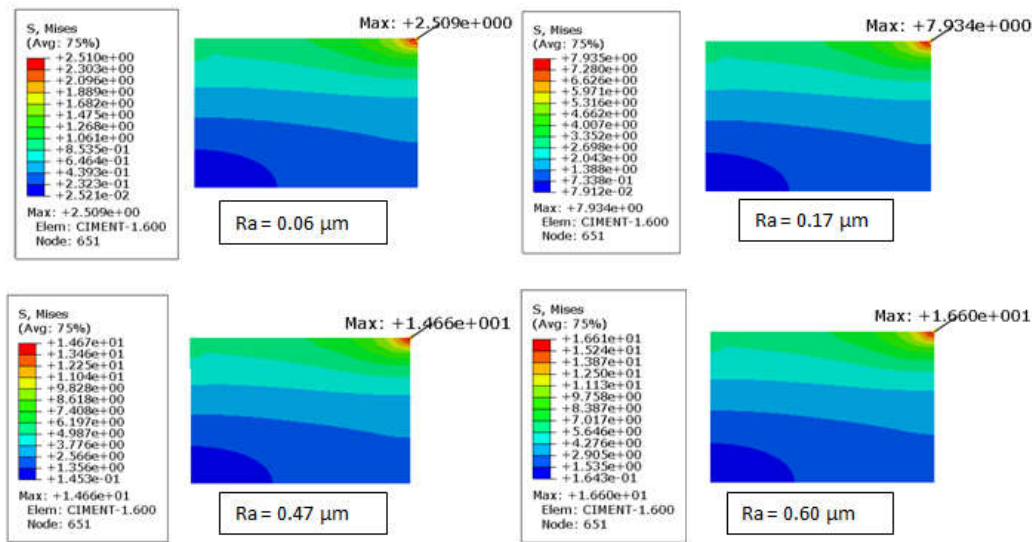


Fig. 13 – Répartition des contraintes de von Mises en MPa dans le ciment pour différentes rugosités de l'implant .

La figure 14 représente la distribution de la contrainte équivalente de von Mises dans le ciment au voisinage d'une microcavité sous forme semi-circulaire, supposée à l'interface implant-ciment pour des tailles de l'ordre de 200 μm et 500 μm. D'après cette figure, on remarque que la contrainte de von Mises la plus élevée est notée autour de la microcavité. On remarque aussi que l'augmentation de la taille de microdéfaut contribue à l'augmentation des contraintes. Ce phénomène peut être expliqué par l'existence d'un effet d'interaction entre le microdéfaut et l'effet de glissement de l'implant lors d'un effort de cisaillement. Ces deux effets associés font augmenter les contraintes au niveau de la microcavité. La contrainte la plus élevée dans le ciment sans porosité est de l'ordre de 16 MPa et qui est atteinte à 20 MPa lors d'existence d'une microcavité.

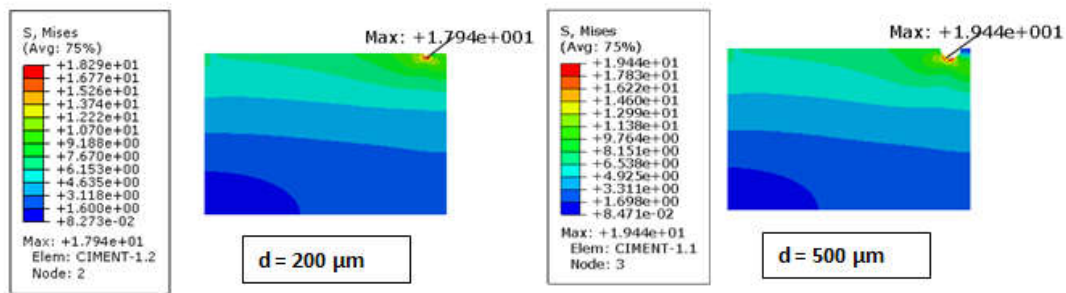


Fig. 14 – Répartition de contrainte de von Mises en MPa autour de deux microcavités.

4 Conclusions

La science de l'arthroplastie totale de hanche repose essentiellement sur la création de surfaces portantes stables, avec un coefficient de frottement entre deux composants solidement fixés dans l'os. L'amélioration de la conception des implants, des matériaux et des techniques ne cesse de se développer, mais les concepts fondamentaux établis par Charnely demeurent valables. L'amélioration des matériaux (biomatériaux) a connu un essor important au cours de ces dernières années. Cet essor concerne principalement la réduction de l'usure des prothèses. Cette étude se focalise sur l'analyse du comportement mécanique, ainsi que le mode de rupture de l'interface implant-ciment de la prothèse totale de hanche en procédant au calcul des contraintes au cisaillement pur. La rugosité de l'implant est considérée comme le facteur le plus

important qui détermine la résistance de l'interface. Cette approche est succédée par une analyse numérique du comportement en rupture de l'interface.

Les résultats issus de la présente recherche ont mis en œuvre:

- La rugosité de l'implant améliore les propriétés mécaniques de l'interface implant-ciment de la prothèse totale de la hanche.
- Le modèle d'endommagement de la zone cohésive peut engendrer une description phénoménologique de la réponse mécanique ainsi que la prédiction de rupture d'interface ciment-implant
- L'existence des microcavités dans le ciment à l'interface implant-ciment présente un risque d'amorçage de fissure, ce qui provoquera la séparation de l'interface et le descellement de la prothèse.
- Ces résultats ne préconisent pas de solutions au problème de descellement des PTH mais toute fois ils contribuent à éclaircir les causes.

REFERENCES

- [1] J. Stolk, J. Dennis, R. Huiskes, N. Verdonschot. Finite Element-based Preclinical Testing of Cemented Total Hip Implants. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (2007) 456 (456): 138-47.
- [2] S. Habibi, N. Mahmoudi, A. Zaim, M. M. Bouziane. Nanoindentation applied to the study of biomaterials. *recueil de mécanique vol. 3 N °1 (2018)* pp. 223 – 228.
- [3] J. W. Harkness. Arthroplasty of hip. *Campbell's operative orthopaedics*. St. Louis: Mosby-Year Book, Inc.; 1998: 296-471.
- [4] R. Huiskes, R. Ruimerman, G. H. Van Lenthe, J. D. Janssen. Effects of mechanical forces on maintenance and adaptation of form in trabecular bone. *Nature* (2000) vol. 405, pp. 704–706.
- [5] V. Arya, R. Bhambri, M.M. Godbole, A. Mithal. Vitamin D status and its relationship with bone mineral density in healthy Asian Indians. (2004), Volume 15, Issue 1, pp 56–61.
- [6] S. K. Bhambri; L. N. Gilbertson. Micro mechanisms of fatigue crack initiation and propagation in bone cements. *Journal of Biomedical Materials Research*, 1995, Vol. 3, pp. 349-356
- [7] P.H. Hernigou, A. Poignard, F. Beaujean, H. Rouard. Percutaneous autologous bone-marrow grafting for nonunions: influence of the number and concentration of progenitor cells. (2005) - Volume 87 - Issue 7 - pp. 1430-1437
- [8] M. M. Bouziane, B. Bachir Bouiadjra, S. Benbarek, A. Albedah, A. Mankour, T. Achour. Analysis of the behaviour of cracks emanating from bone inclusion and ordinary cracks in the cement mantle of total hip prosthesis. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*. (2015), Vol. 37, Issue 1, pp. 11–19
- [9] R. Charles, M. Doerner, J. Martell, B. Jarrett, H. Palm, S. G. Multicenter, H. Malchau. The 2012 John Charnley Award: Clinical Multicenter Studies of the Wear Performance of Highly Crosslinked Remelted Polyethylene in THA. *Clin Orthop Relat Res* (2013) 471(2), pp. 393–402.
- [10] Egmond, V, ,D. Janssen, N. Verdonschot, A. Kampen. Biomechanical comparison of two different locking plates for open wedge high tibial osteotomy. *Journal of Orthopaedic Science* (2018) Vol. 23 Issue: 1 Pages: pp. 105-111 .
- [11] M. P. Figgie, T. M. Wright, S. B. Goodman. What design and material factors impact the wear and corrosion performance in total elbow arthroplasties? *Clin Orthop Relat Res* (2014) Oct;472 (10):3245.