ETUDE D'UN MODELE BIOMECANIQUE DU MANTEAU ADHESIF CHIRURGICAL DE LA PROTHESE DE HANCHE PAR LA METHODE DES ELEMENTS FINIS POUR LES DIFFERENTS MOUVEMENTS QUOTIDIENS.

Habib HAMANI, Abderrahmane BELARBI, Bensmaïne MANSOURI

LASP, Laboratoire de l'Aéronautique et Systèmes Propulsifs, Département de Génie Mécanique,

Faculté de Génie Mécanique, USTO, Algérie

Reçu le 12 Juillet 2015 – Accepté le 12 novembre 2015

Résumé

Les différents mouvements quotidiens appliqués à la tige fémorale influencent d'une manière indirecte la stabilité de la structure, ce qui aboutit à l'endommagement des composants de la prothèse de la hanche en particulier le ciment osseux PMMA. Le but de cette étude est de développer un modèle en trois dimensions d'une prothèse fémorale cimentée et de procéder à l'analyse des éléments finis afin d'évaluer la répartition des contraintes dans l'os, le ciment et l'implant sous l'effet des charges statiques des différentes activités humaines. Nous allons considérer que tous les types des matériaux sont homogènes isotropes et leurs comportements mécaniques sont linéaires. Les résultats montrent que la répartition des contraintes dans les composants fémoraux d'arthroplastie dépendent de l'activité humaine. L'analyse a également montré que les contraintes sont élevées dans les parties proximales et distales dans le manteau du ciment ; les situations E et H (qui sont respectivement : descendre les escaliers et l'appui monopodal) donnent les plus hauts niveaux des contraintes.

Mots Clés *: PMMA, Prothèse Total de la Hanche, ABAQUS, Analyse par la méthode des éléments finis.*

Abstract

The various daily movements applied to the femoral stem indirectly influence the stability of the structure, which results in damage to the components of the hip prosthesis, in particular PMMA bone cement. The aim of this study is to develop a three-dimensional model of a cemented femoral prosthesis and to analyze the finite elements in order to evaluate the stress distribution in bone, cement and implant under The effect of the static charges of the various human activities. We will consider that all types of materials are isotropic homogeneous and their mechanical behaviors are linear. The results show that the distribution of stresses in the femoral components of arthroplasty depends on human activity. The analysis also showed that the stresses are high in the proximal and distal parts in the cement mantle; The situations E and H (which are respectively: going down stairs and monopod support) give the highest levels of constraints.

Keywords*: PMMA, Total Hip Prosthesis, ABAQUS, Analysis by Finite Element Method.*

ملخص

الحركات اليومية المختلفة المطبقة على جذع الفخذ للتأثير غير مباشر على استقرار هيكل، مما يؤدي إلى تلف مكونات بدلة الورك ولا سيما PMMA الاسمنت العظام. والهدف من هذه الدراسة هو تطوير نموذج ثلاثي الأبعاد للبدلة الفخذ وعزز لتحليل العناصر المحدودة لتقييم توزيع الضغط في الاسمنت العظام وزرع تحت تأثير تهمة ثابتة من مختلف الأنشطة البشرية. وسوف تنظر في جميع أنواع المواد هي الخواص متجانسة وسلوكهم الميكانيكية هو الخطية. وأظهرت النتائج أن توزيع الضغط في مكونات تقويم مفاصل الفخذ يعتمد على النشاط البشري. وأظهر التحليل أيضا أن تؤكد على نسبة عالية من القريبة والبعيدة أجزاء في عباءة الاسمنت. E و H الحالات (التي هي، على التوالي، إلى أسفل الدرج وOLB) توفر أعلى مستويات الإجهاد.

الكلمات المفتاحية: PMMA ، الورك الأطراف الاصطناعية وتحليل ABAQUS بواسطة طريقة العناصر المحددة.

© Université des Frères Mentouri Constantine, Algérie, 2016.

1. INTRODUCTION

Les problèmes rencontrés avec les patients portant la prothèse totale de hanche sont souvent les cas de l'endommagement suite à descellement du ciment acrylique par fatigue aux chargements cycliques découlant des différentes positions ou situations de mouvement. Certaines zones du ciment présentent des concentrations de contraintes élevées qui peuvent mener à des amorces de rupture permettant la propagation jusqu'au descellement [1,2].

2. ASPECT MEDICALE

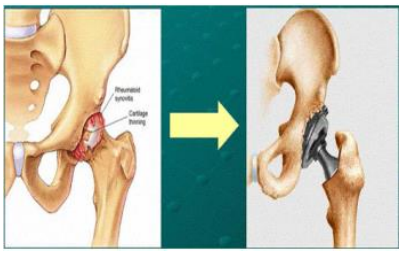


Figure 1 : PTH : Remplacement de l'articulation coxo-fémorale endommagée par deux surfaces articulaires artificielles

L'articulation de la hanche n'en demeure pas moins que cette dernière soit susceptible de s'abîmer avec le temps ou suite à un trauma. L'arthroplastie totale de la hanche (ATH) constitue en le remplacement de l'articulation endommagée par un implant artificiel constitué d'une partie fémorale et d'une autre sur le bassin (figure 1). Le grand avantage de ce type d'intervention est que, dans la grande majorité des cas, le patient ne ressent plus de douleur et il retrouve une certaine mobilité après seulement quelques mois. Cet avantage est primordial lorsqu'il est question du niveau de confort et de la qualité de vie [3,4].

Composants d'une prothèse totale de la hanche :

Une prothèse totale de la hanche est principalement constituée de trois composants : soit une tige fémorale sur laquelle est montée la tête fémorale s'articulant avec le cotyle (Figure 2). L'implant fémoral est inséré à l'intérieur de la cavité médullaire du fémur tandis que la cotyle est implantée dans l'acétabulum de l'os coxal [5-9].

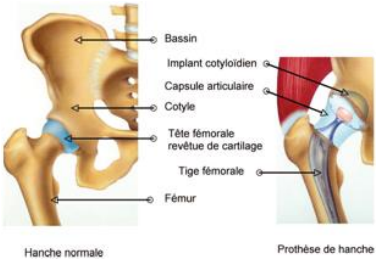


Figure 2 : Articulation de la hanche, avec et sans prothèse

3. MODELISATION NUMERIQUE DU SYSTEME PTH :

Modèle géométrique :

Pour un modèle solide en trois dimensions de la prothèse totale de hanche (PTH), il ya cinq grandes composantes qui doivent être modélisées: l'os cortical, l'os spongieux, tige fémorale, tête fémorale et ciment osseux. Les modèles complets ont été assemblés à l'aide de SolidWorks. Ensemble de modèle solide tridimensionnel de fémur, l'os-ciment et l'implant a été transféré à Abaqus par l'extension x_t (Figure 3).

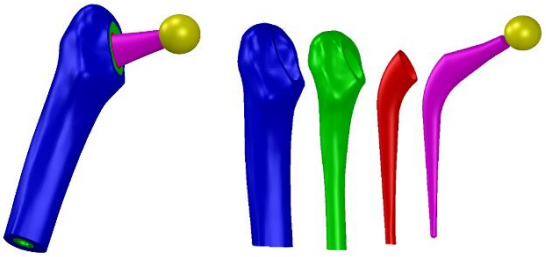


Figure 3 : Modèle géométrique d'une PTHC

Choix des matériaux :

L'os qui est un tissu vivant poreux par sa constitution de la partie spongieuse n'est ni homogène ni isotrope. Comme la partie corticale présente une meilleure résistance que l'os spongieux, l'os est toutefois souvent considéré comme linéaire élastique, homogène et isotrope [11-14]. Dans cette étude du système prothèse de hanche, tous les matériaux sont supposés linéaires élastiques. Les propriétés des matériaux sont regroupées dans le tableau 1.

Tableau 1 : Propriétés mécaniques des composants de la prothèse de hanche

	Module de Young (MPa)	Coefficient de Poisson
Os cortical	17000	0,3
Os spongieux	130	0,2
Ciment PMMA	2300	0,3
Tige fémorale	110000	0,3
Tête fémorale	110000	0,3

Les différents cas de chargement d'une prothèse de hanche [15, 16] :

Bergmann et al. ont mesuré les forces de contact agissant au niveau de l'articulation coxofémorale de quatre patients au cours des activités les plus fréquentes de la vie quotidienne à l'aide de prothèses instrumentées avec transmission télémétrique des données (Figure 4). Puis, ils ont décomposé un cycle de marche en phases et effort appliqué à la tête fémorale (Figure 5).

Figure 4 : prothèse instrumentée

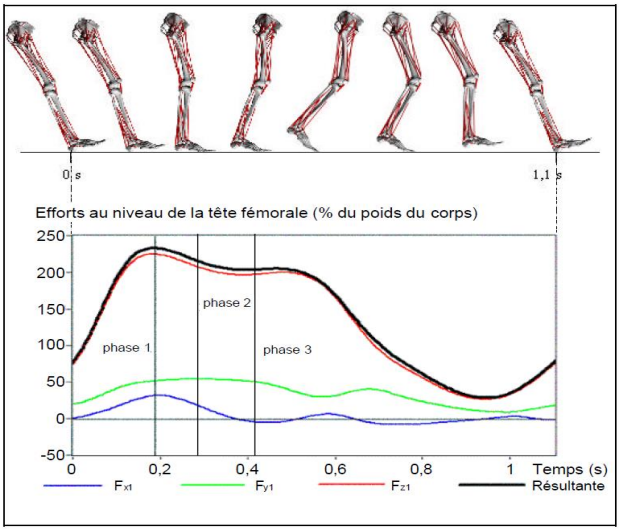


Figure 5 : décomposition d'un cycle de marche en phases et effort correspondant appliqué à la tête fémorale

Le tableau suivant (tableau 2), établi à partir des données des auteurs, présente pour chaque activité, l'amplitude maximale de la résultante et ses 3 composantes Fx, Fy et Fz. ainsi que sa résultante ; tout cela est donné en pourcentage en fonction du poids du corps du patient.

Tableau 2 : Différents cas de chargement d'une prothèse

Charge	Mouvement	Effort max (N) (% du poids du corps)			
		Axe (xx)	Axe (yy)	Axe (zz)	Résultante
		F_X	F_Y	F_Z	F
A	marcher lentement	-51	36	235	243
B	marcher normalement	-54	32	225	233
C	marcher rapidement	-52	33	243	251
D	monter des escaliers	-60	61	237	252
E	descendre des escaliers	-60	39	253	261
F	s'asseoir sur une chaise	-43	8	150	156
G	se lever d'une chaise	-53	23	182	190
H	appui monopodal	-32	17	230	232
I	plier les genoux	-42	9	138	144

Calcul de la charge répartiée sur la tête fémorale :

Le code de dessin SolidWorks permet de donner l'aire de la tête fémorale : S = 2466.78mm^2

Le poids d'un patient adulte choisi est de 750 N.

La charge répartie sur la tête fémorale est calculée selon la formule suivante : $\sigma_i = F_i/S$

où i = x, y ou z. Toutes les charges réparties sont calculées et reportées dans le tableau 3.

Tableau 3 : Charges réparties sur la tête fémorale de la prothèse

Cas de charge	Charge répartie selon les 3 directions (MPa)		
	σ_X $n_1(1,0,0)$	σ_Y $n_2(0,1,0)$	σ_Z $n_3(0,0,1)$
A	-0,15504	0,10944	0,71440
B	-0,16416	0,09728	0,68400
C	-0,15808	0,10032	0,73872
D	-0,18240	0,18544	0,72048
E	-0,18240	0,11856	0,76912
F	-0,13072	0,02432	0,45600
G	-0,16112	0,06992	0,55328
H	-0,09728	0,05168	0,69920
I	-0,12768	0,02736	0,41952

Maillage [17]

L'analyse par éléments finis (FEA) est un outil de recherche largement utilisé dans la biomécanique. Un problème bien connu dans ce type d'analyse est la présence de points singuliers dans le modèle de la FEA, causent les contraintes de pointe prévues en particulier pour être dépendant du niveau de raffinement de maillage. Le modèle de cette étude est discrétisé en utilisant des éléments tétraédriques. En effet, la géométrie du fémur est irrégulière. Tétraèdres sont mieux d'être adapté et ajusté aux frontières courbes par rapport aux autres éléments (Figure 6). La discrétisation en utilisant des éléments tétraédriques avec dix nœuds (C3D10). Le modèle complet osseuse emballée (tige, ciment osseux et du fémur) a un total de 120663 éléments dans le tableau 4.

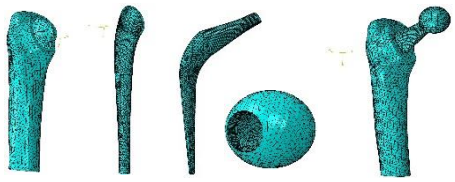


Figure 6 : Maillage typique des composants de la prothèse

Le tableau 4 : Nombre d'éléments de chaque composant.

	Os cortical	Os spongieux	Ciment PMMA	Tige fémoral	Tête fémorale
Nombre d'éléments	23475	17532	41980	27847	9830

Les conditions aux limites:

La base de l'os fémoral (spongieux et cortical) est considérée encastrée tandis que celle du ciment est bloquée uniquement selon l'axe (zz) comme indiqué dans la figure 5. Le chargement est introduit pour chaque situation selon les 3 directions avec les valeurs citées dans le tableau 3.

Figure 7 : Conditions aux limites et de chargement

Toutes les interfaces sont considérées lier totalement en conformité avec la réalité où tous les composants du système sont scellés pour assurer la bonne stabilité de la prothèse (Figure 7).

4- RESULTATS DANS LE SYSTEME PROTHESE DE LA HANCHE :

Dans ce travail, la contrainte choisie est celle de Von Mises car d'une part la géométrie du système d'implant est complexe et d'autre part c'est une contrainte équivalente qui représente la contribution de toutes les autres contraintes et exprime la même intensité dans toutes les directions.

Cette étude est basée essentiellement sur les résultats des niveaux de contraintes dans le ciment osseux entourant l'implant. A cet effet, une analyse de la distribution de la contrainte de Von Mises est établie pour le ciment osseux, ensuite une comparaison des résultats est dressée pour constater l'effet des différents chargements sur l'adhésive PMMA.

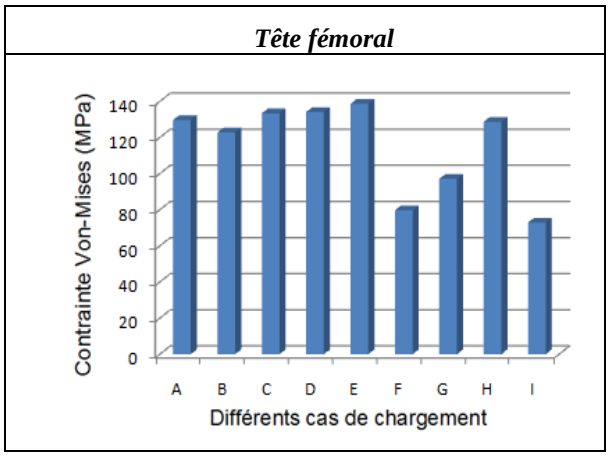
Evaluation des contraintes équivalant maximale de Von-Mises dans le système Os/PMMA/Implant :

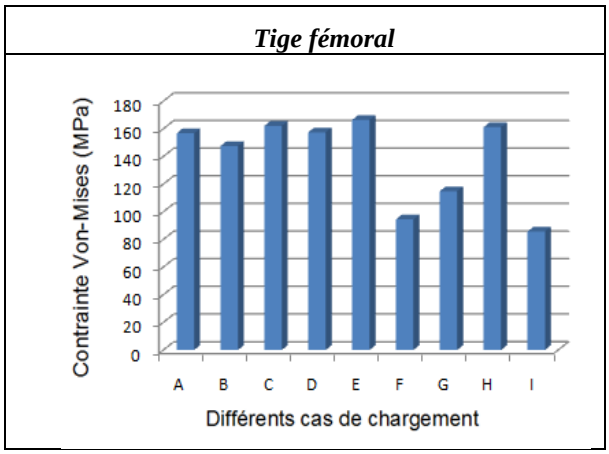
L'étude numérique en 3D menée au moyen du code ABAQUS a donné les résultats suivants regroupés dans le tableau 5. Les contraintes maximales de Von Mises ont été relevées pour les différents composants du système prothèse/os fémoral pour localiser les zones de concentrations de contraintes notamment dans le ciment PMMA qui est le principal liant entre la tige et l'os.

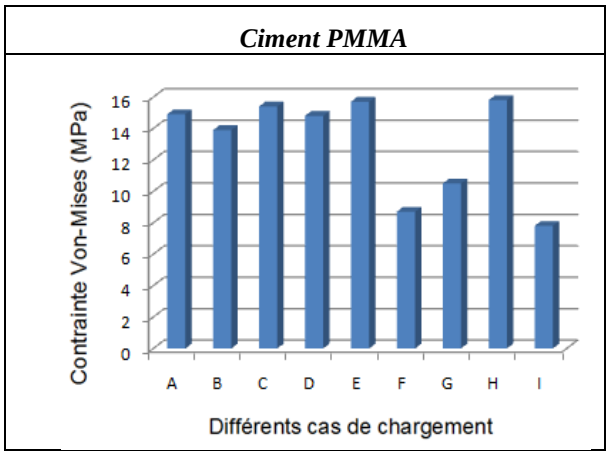
Tableau 5 : Contraintes de Von Mises maximales dans les composants du système PTHC pour les différents chargements

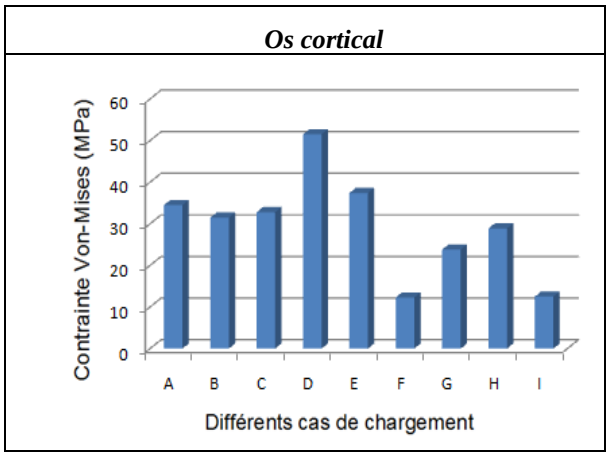
Composants du système PTHC	Chargement								
	A	B	C	D	E	F	G	H	I
	Contraintes von Mises max (MPa)								
Tête fémorale	129,7	122,8	133,4	134,1	**138,7**	**79,7**	97,1	128,7	72,9
Tige fémorale	156,7	147,5	162,1	157,4	**166,3**	94,4	114,8	161,1	**85,7**
Ciment PMMA	14,9	13,9	15,4	14,8	**15,7**	8,7	10,5	**15,8**	**7,8**
Os spongieux	5,6	4,2	4,6	5,2	4,89	2,5	3,2	4,4	2,2
Os cortical	34,5	31,5	32,8	51,5	37,4	12,3	23,8	28,9	12,5

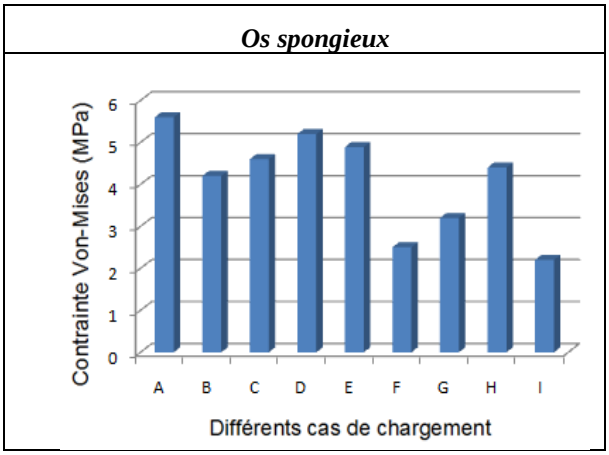
Tableau 6 : Contraintes de Von-Mises maximales de la tête fémoral du système PTH pour les différents chargements











Les contraintes maximales affichées sont situées dans la tige (166,3 MPa) et la tête (138,7 MPa) dans la position E (descendre les escaliers). Néanmoins, ces valeurs restent en dessous de la limite élastique de l'alliage de Titane.

Concernant les valeurs des contraintes dans le ciment PMMA, les situations E et H (respectivement descendre les escaliers et l'appui monopodal) donnent les plus hauts niveaux.

Il est aussi observé que les contraintes dans l'os spongieux sont nettement inférieures à celles trouvées dans l'os cortical. Cela est dû à son faible module de Young (tableau 5 et 6).

Evaluation des niveaux de contraintes dans le ciment PMMA :

Pour une bonne lecture des niveaux de contraintes dans les différentes zones du ciment PMMA, des chemins de contraintes ont été choisis sur les faces externes (AB et CD) et interne (EFG), comme l'indique la figure 8.

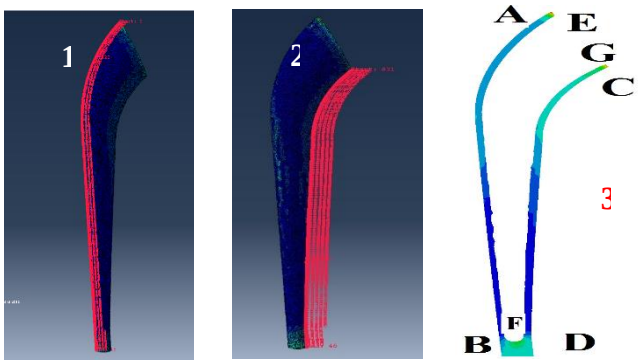


Figure 8 : Chemins de contraintes sur les faces externes et interne du ciment

Trajectoire AB :

La figure 9 montre le tracé des contraintes sur le chemin AB pour les différents cas de chargement. Il est clair que le

point A est soumis aux plus hauts niveaux des valeurs. Ces concentrations figurent dans le tableau 7. Le cas le plus défavorable est celui de la position H.

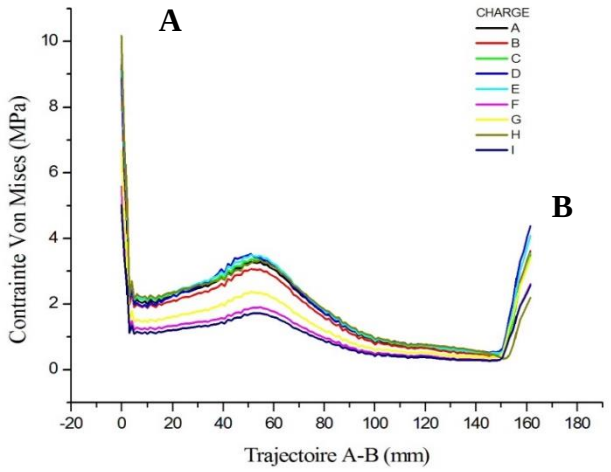


Figure 9 : Contraintes de Von Mises sur le chemin AB pour les différents cas de chargement

Tableau 7 : Contraintes de Von Mises au point A pour différents chargements

Chargement	A	B	C	D	E	F	G	H	I
Contraintes Von Mises au point A (MPa)	9,4	8,8	9,8	9,1	9,9	5,5	6,6	10,1	5,0

Trajectoire CD :

La figure 10 indique le chemin des contraintes CD pour les différents cas de chargement. Il est observé que dans le point C les contraintes sont supérieures que celles du point D. Ces niveaux de valeurs sont relevés dans le tableau 8. Le cas le plus défavorable est celui de la position D (monter les escaliers).

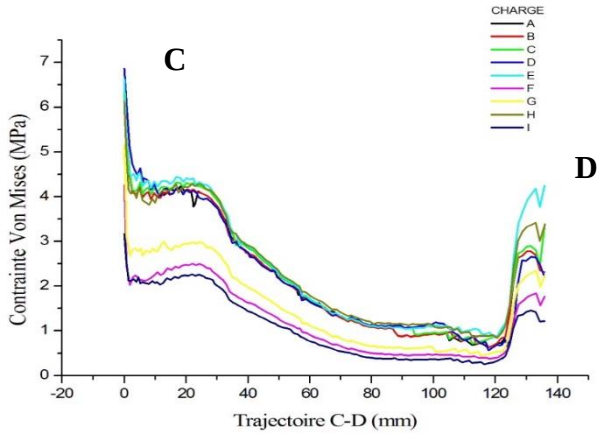


Figure 10 : Contraintes de Von Mises sur le chemin CD pour les différents cas de chargement

Tableau 8 : Contraintes de Von Mises au point C pour différents chargements

Chargement	A	B	C	D	E	F	G	H	I
Contraintes Von Mises au point C (MPa)	6,2	6,2	6,3	6,8	6,6	4,2	5,1	6,1	3,1

Trajectoire EFG :

Le chemin des contraintes dans l'interface EFG est indiqué dans la figure 11 pour les différents chargements. Il est noté que dans le point E les contraintes sont les plus grandes par rapport à celles observées dans tout le corps du ciment. Par conséquent, c'est la zone la plus concentrée 15.2 MPa et notamment pour le cas du chargement dans la position descendre les escaliers et monter des escaliers. Toutefois, ces niveaux de valeurs sont relevés dans le tableau 9.

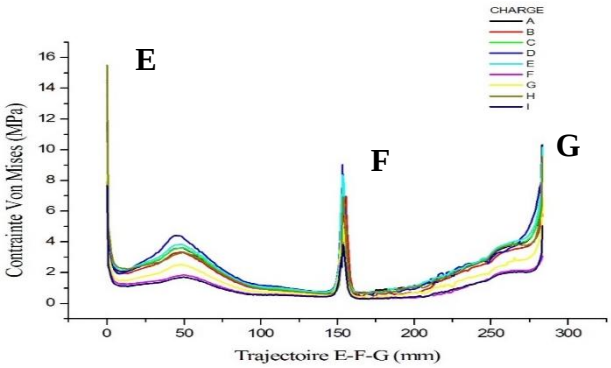


Figure 11 : Contraintes de Von Mises sur le chemin EFG pour les différents cas de chargement

Tableau 9 : Contraintes de Von Mises aux points E, F et G pour différents chargements

Chargement		A	B	C	D	E	F	G	H	I
Cont. Von Mises (MPa)	pt E	14,5	13,5	15,0	14,3	15,2	8,53	10,2	15,4	7,6
	pt F	6,9	6,9	7,9	9,0	8,3	3,3	4,8	6,9	3,8
	pt G	10,3	7,7	9,8	10,3	10,1	4,0	6,8	9,5	5,0

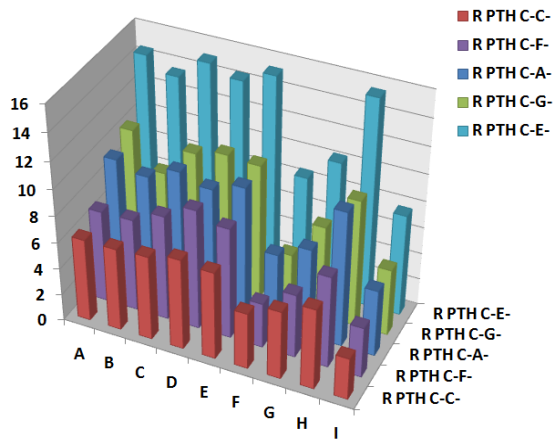
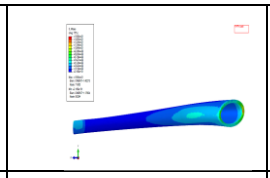
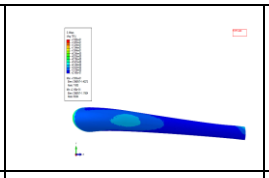
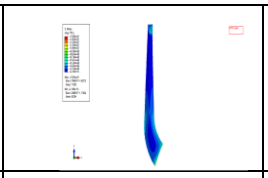
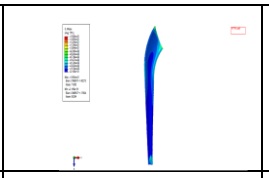
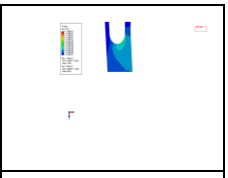
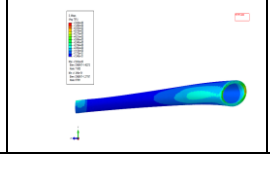
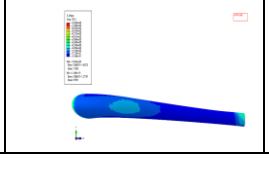
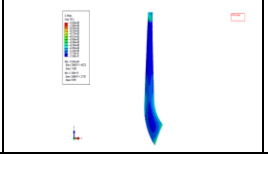
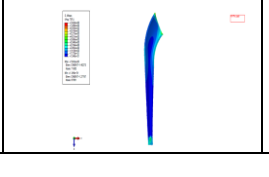
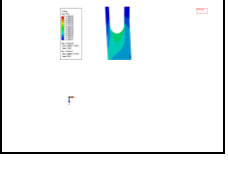


Figure 12 : Comparaison des niveaux de contraintes dans les différents points pour les différents cas de chargement

Tableau 10 : la distribution des Contraintes de Von Mises pour deux cas de chargement 'E' et 'I' sur l'adhésive PMMA

Charge E					
Charge I					

L'analyse numérique par éléments finis a montré, dans la prothèse de hanche, que les zones du ciment les plus chargées se trouvent au voisinage du point E, dans l'interface interne ciment/tige de l'implant. Cela est dû aux sollicitations provoquées surtout par les charges de compression excentrée induisant un moment de flexion qui tend à décoller la tige du ciment. Ce niveau de contrainte dans cette interface s'avère dangereux pouvant initier une fissure interfaciale se propageant vers le bas de la prothèse causant le descellement. Aussi, les situations à plus haut risque sont celles de la descente des escaliers et la position monopodale. Néanmoins, cette dernière n'est pas à usage courant tandis que le mouvement de descente des escaliers peut être fréquent et cyclique si le patient habite dans un immeuble sans ascenseur (tableau 10 et Figure 12).

CONCLUSION

En conclusion, le chargement cyclique dans la descente des escaliers présente un risque majeur dans l'endommagement du ciment par fatigue et cela au niveau de l'interface interne ciment/tige, soit le point E. Pour pallier à cet inconvénient, un modèle de prothèse est proposé permettant une répartition des niveaux élevés des contraintes sur l'ensemble du corps du ciment. Les pics de contraintes dans les zones concentrées seront atténués et réduits d'une manière substantielle tandis que certaines autres zones se verront augmenter leurs niveaux de contraintes sans pour autant atteindre les pics relevés précédemment.

RÉFÉRENCES

[1] Oguz Kayabasi, Bulent Ekici ; The effects of static, dynamic and fatigue behavior on three-dimensional shape optimization of hip prosthesis by finite element method ; Materials & Design, Volume 28, Issue 8, 2007, Pages 2269-2277

[2] A. Chandra, J.J. Ryu, P. Karra, P. Shrotriya, V. Tvergaard, M. Gaisser, T. Weik , Life expectancy of modular Ti6Al4V hip implants: Influence of stress and environment , Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, Volume 4, Issue 8, November 2011, Pages 1990-2001

[3] ZOR M., KÜCÜK M., AKSOY S. : Residual stress effects on fracture energies of cement–bone and cement-implant interfaces. Biomaterials 23, 2002, 1595-1601.

[4] FICAT P., FICAT J. J. : Biomécanique de la hanche in Biomécanique orthopédique, p.468-480. Masson, 1987.
[5] Larousse médical. Larousse, 2002.
[6] R. A. Brand, J. J. Callaghan, and R. C. Johnston, "Total hip reconstruction, Iowa Orthop J, Vol. 11, pp. 19–42, 1991.
[7] I. D. Learmonth, C. Young, and C. Rorabeck, "The operation of the century: total hip replacement," Lancet, Vol. 370, pp. 1508–1519,2007.
[8] J.-P. Courpied and J. Caton, "Total hip arthroplasty, state of the art for the 21st century," Int Orthop, Vol. 35, pp. 149–150, 2011.
[9] K. J. Bozic, K. J. Saleh, A. G. Rosenberg, and H. E. Rubash, "Economic evaluation in total hip arthroplasty: analysis and review of the literature," J Arthroplasty, Vol. 19, pp. 180–189, 2004.
[10] P. Rasanen, P. Paavolainen, H. Sintonen, A.-M. Koivisto, M. Blom, O.-P. Ryynanen, and R. P. Roine, "Effectiveness of hip or knee replacement surgery in terms of quality-adjusted life years and costs," Acta Orthop, Vol. 78, pp. 108–115, 2007.
[11] VASU R., CARTER D. R., HARRIS W. H. : Stress distribution in the acetabular region. I. Before and after total joint replacement. Journal of Biomechanics, 1982, Vol. 15, 155-164.
[12] MERCKX D. : Les ciments orthopédiques in Conception des prothèses articulaires. Biomécanique et biomatériaux. Cahiers d'enseignement de la SOFCOT. Expansion scientifique française, 1993, 44, 67-76.
[13] DALSTRA M., HUISKES R. : Load transfer across the pelvic bone. Journal of Biomechanics, Vol. 28, N° 6, 1995, 715-724.
[14] SCHULLER H. M., DALSTRA M., HUISKES R., MARTI R. K. : Total hip reconstruction in acetabular dysplasia. A finite element study. The Journal of Bone and Joint Surgery , 1993, Vol. 75-B, 468-474.
[15] Dominique FOUCAT thèse : Effets de la présence d'un grillage métallique au sein du ciment de scellement des cupules des prothèses totales de hanche. Etude mécanique et thermique 2003.
[16] BERGMANN G., DEURETZBACHER G., HELLER M., GRAICHEN F., ROHLMANN A., STRAUSS J., DUDA G. N. : Hip contact forces and gait patterns from routine activities. Journal of Biomechanics, 2001, Vol. 34, 859-871.
[17] Help du logiciel ABAQUS 6.14.