

Etude de l'état de contrainte dans une prothèse totale de hanche soumise à un chargement dynamique

R. Amiri*, A. Amiri*, M. Belhouari* et A. Bouakaz*

*LMPM, Département de génie mécanique, Faculté de Technologie, Université de Sidi Bel Abbès, BP 89 Cité ben M'Hidi, Sidi Bel Abbès 22000, E-mail : riad_abdal@yahoo.com

Résumé

Dans cette étude, une nouvelle génération de prothèse totale de hanche est analysée. La méthode des éléments finis est utilisée pour analyser la distribution des contraintes sur les composants de la prothèse de hanche (tige, ciment et os). L'analyse de charge statique est utilisée en sélectionnant la charge de pointe pendant l'activité de marche normale. Les conditions de chargement de Bergman et al, ont été implémentées dans notre modèle pour calculer les contraintes en régime dynamique des trois activités (la marche, la montée et la descente des escaliers). Les résultats obtenus ont montré que les nouveaux modèles de prothèse de la hanche ont des contraintes de traction plus faibles dans le ciment comparés aux anciens modèles. Ce qui leur permet de durer dans le temps en évitant les défaillances prématurées par fatigue.

Mots clés : Prothèse totale de hanche; manteau de ciment; éléments finis; distribution de contrainte.

1. INTRODUCTION:

La durée de vie des implants orthopédiques est un problème de santé à cause du vieillissement des personnes.

L'évolution du remplacement total de la hanche a été largement influencée par les connaissances acquises lors des études antérieures d'analyse de la marche du patient.

La méthode des éléments finis (FEM) a été utilisée en biomécanique orthopédique pendant de nombreuses décennies. La modélisation numérique présente une approche de conception non destructive pour la prothèse de la hanche osseuse. Il permet d'étudier de nombreux et complexes scénarios dans l'environnement numérique avant que la prothèse ne soit effectivement appliquée au patient. Cela permettra d'économiser du temps pour la conception et de prévenir les dommages permanents causés par la mauvaise mise en œuvre de prothèse de la hanche.

Les forces appliquées à la prothèse en raison de l'activité humaine génèrent des contraintes dynamiques variant dans le temps, entraînant une défaillance mécanique par fatigue de l'implant. Par conséquent, il est important d'éviter aux prothèses de la hanche d'atteindre la défaillance par fatigue. La défaillance par fatigue des prothèses de la hanche a été considérablement réduite au cours des deux dernières décennies [1]. Depuis 1979, on utilise un modèle Ceraver-Osteal d'arthroplastie totale de la hanche cimentée avec une

tige fémorale en titane [2]. L'objectif de cette étude est d'analyser en mode statique et dynamique le comportement mécanique de la nouvelle génération de prothèse PTH et de déterminer l'état de contrainte dans les composants fémoraux (prothèse, ciment et os). Les composants sont soumis à une charge dynamique due à trois activités (la marche normale, monter et descendre les escaliers).

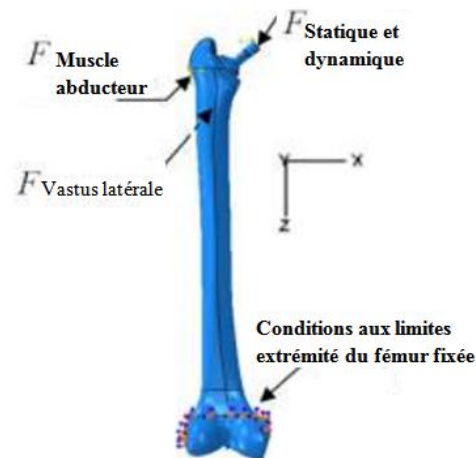


Fig.2 : Les forces appliquées sur la prothèse totale de hanche

2. MATERIALS ET METHODES

2.1. Modèle

Dans cette étude une nouvelle génération de prothèse totale de hanche PTH a été étudié numériquement. Cette prothèse de type Ceraver-Osteal a été développée en France. Quatre grands composants ont été modélisés (os cortical, os spongieux, tige fémorale et ciment orthopédique).

Notre modèle numérique tridimensionnel est obtenu en assemblant les quatre composants à l'aide du logiciel SolidWorks, compatible avec le code de calcul éléments finis ABAQUS, Figure 2.

2.2. Caractéristiques des matériaux

Les propriétés mécaniques de l'ensemble des matériaux sont regroupées dans le tableau 1. Tous les matériaux ont un comportement élastique, linéaire et homogène [3].

2.3. Conditions aux limites et chargement

Les forces de contact F d'un patient et ses composantes sont représentées sur la figure.3 pour les trois activités étudiées [4]. Dans cette étude, pour une analyse statique et dynamique, une charge est appliquée sur la surface du palier de l'implant comme indiqué sur la Fig.2. La charge

statique représente une personne de 70 kg (Tableau.2). Cette analyse de charge est basée sur la sélection d'une charge maximale pendant l'activité de marche normale. Une charge musculaire abductrice $F_{\text{muscle abducteur}}$ est appliquée à la zone proximale du grand trochanter. Une charge de l'appareil tibial de l'ilio $F_{\text{ilio tibia}}$ est appliquée au fond du fémur dans la direction fémorale longitudinale (Bergman et al. [5]). Ces auteurs ont mesuré les charges in vivo agissant sur l'articulation de la hanche.

Matériaux	Module de Young (Mpa)	Coefficient de Poisson	Densité kg/m ³
Os cortical	15500	0.28	1990
Os spongieux	389	0.3	500
implant	110000	0.3	4430
ciment	2400	0.33	1200

Tableau1: Propriétés mécaniques des composants d'une PTH

Force(N)	F _x	F _y	F _z
Force de contact	-433.8	263.8	1841.3
Muscle abducteur	465.9	34.5	695.0
Muscle de vastus lateralis	-7.2	148.6	746.3

Tableau 2: Configuration de chargement maximal des muscles

Une autre charge d'un muscle abducteur est appliquée à l'extrémité proximale de la zone grand trochanter, une troisième charge de vastus latérale est appliquée à la partie inférieure du fémur dans la direction longitudinale (Bergman et al [5]).

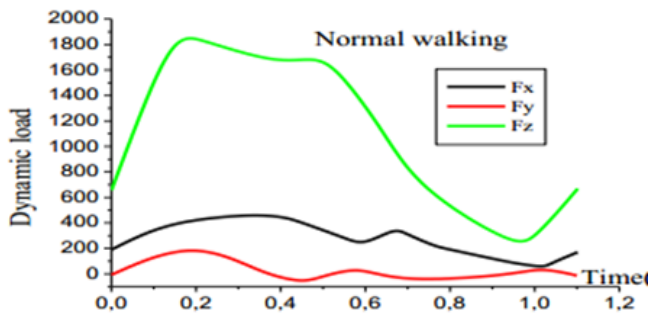


Fig.3 : La variation des forces appliquées sur la prothèse pendant trois activités pour BW = 70 kg

Pour la charge dynamique nous avons choisis trois activités quotidiennes (marche normale, montée, descente des escaliers). Ces charges, pour une personne de 70 Kg sont illustrées sur la figure.3. Les conditions aux limites sont appliqués en fixant l'extrémité distale du fémur qui es relie au genou.

3. Résultats et discussions

Les forces de contact de la hanche basées sur les données d'analyse de la marche ont été calculées auparavant à l'aide de modèles simplifiés et de diverses méthodes d'optimisation.

Ces contraintes peuvent se produire sous la forme d'une contrainte de traction, de compression, de cisaillement ou d'une contrainte équivalente de Von Mises. Cette dernière dépend de l'ensemble du champ de contrainte et est largement utilisée comme indicatrice de l'apparition possible d'un dommage [6].

Durant l'utilisation normale des joints, les contraintes cycliques provoquent l'amorçage et la croissance de fissure en fatigue dans la couche de ciment, entraînant une perte d'intégrité structurelle et un éventuel desserrage de l'implant [7]. Dans cette étude, nous calculons la distribution des contraintes de Von Mises, dans les différentes composantes de la prothèse (Ciment, tige et os), par chargement statique et trois cas de charge dynamique (marche, montée et descente des escaliers).

3.1 Ciment

la durabilité de prothèse total de hanche est liée à la répartition des contrainte le long des éléments de la structure et particulièrement dans le ciment qui représente le maillon faible de la chaine de structure de la prothèse. Les contraintes les plus importantes peuvent provoquer l'endommagement du ciment qui conduit au descellement.

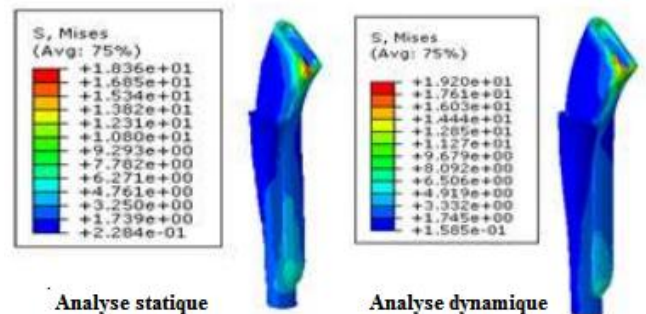


Fig.4 : Distribution de la contrainte de Von Mises pour des chargements statique et dynamique

La figure.4 montre la répartition des contraintes de Von Mises dans le manteau de ciment sollicité par des charges statique et dynamique pour les trois activités (marche, monter et descendre les escaliers). D'après la comparaison, nous avons remarquée que le chargement dynamique génère des contraintes plus élevées par apport au chargement statique. On remarque que pour tous les cas, la répartition des contraintes dans le ciment n'est pas uniforme, par conséquent les zones distale et proximale du ciment génèrent des contraintes de Von Mises élevées.

Les contraintes dans le ciment sollicité par des charges dynamiques (descendre les escaliers) sont les plus élevées 18.93 Mpa pendant un temps $T=0.8s$, tandis que les contraintes dans le ciment sous une charge dynamique (marche normale) sont plus faibles, 16.92 Mpa pour un temps $T=0.2s$. La figure.5 montre en mode dynamique l'état de contrainte de Von Mises dans le ciment pour les trois activités.

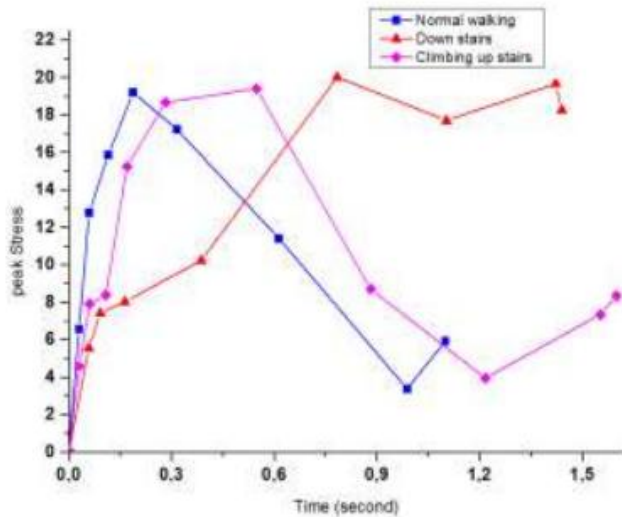


Fig.5 : Distribution en mode dynamique de la contrainte de Von Mises dans le ciment pour les trois activités

3.2 Implant

L'endommagement par fatigue de la prothèse totale de hanche a été réduit de manière significative au cours des deux dernières décennies [8]. En comparant la répartition des contraintes sur l'implant, on observe que les contraintes sont plus élevées sur le cou de l'implant qui est sollicité par un chargement dynamique (descendre les escaliers), elle est à 200 MPa pour un temps $T = 0.8s$ (figure 6). Si on compare nos résultats avec à la limite élastique de l'implant Ti-6Al-4V (880 MPa), on constate un facteur de sécurité supérieur à 4, par conséquent ce résultat est encore dans la plage acceptable de sécurité, sachant que la contrainte de Von Mises est plus faible pour la marche environ 160 MPa avec un temps $T = 0.2s$.

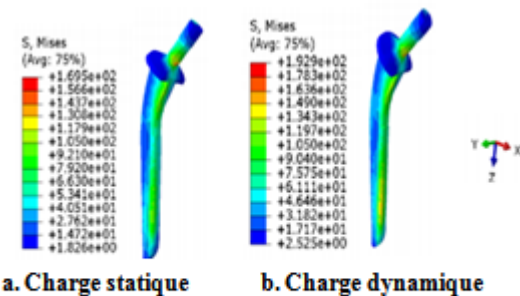


Fig.6 : Distribution de contrainte de Von Mises dans l'implant pour les trois activités

3.3 Os

En raison des difficultés de réaliser des prothèses in vivo pour des tests expérimentaux, des modèles ont été mis au point pour réaliser une analyse structurale des implants avant l'application sur un patient.

En conséquence, la prothèse totale de hanche pourra être conçue et étudiée avec des simulations numériques.

La figure.7 montre la distribution de contrainte de Von Mises dans l'os du fémur pour les deux modes de chargement statique (100 MPa) et dynamique (121 MPa).

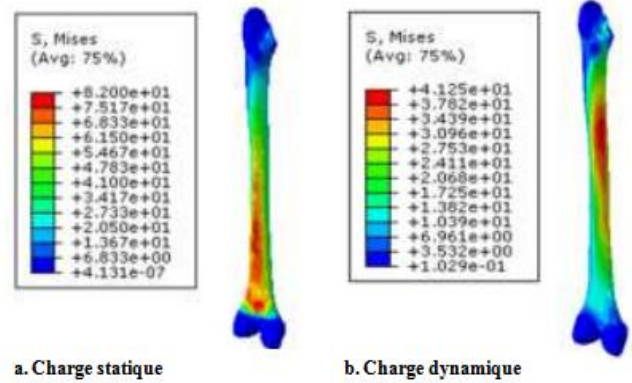


Fig.7 : Distribution de contrainte de Von Mises dans l'os fémur pour les trois activités

4. Conclusion :

L'objectif de cette étude est d'analyser le comportement mécanique d'une prothèse et de déterminer la répartition des contraintes dans le manteau de ciment. Cette distribution permet de prédire le descellement de la prothèse par fatigue. Les concepteurs doivent tenir compte de la variation de la contrainte dynamique dans le but de prédire la durée de vie de la prothèse totale de hanche. La distribution des contraintes dans le manteau de ciment montre que le risque de relâchement de la prothèse est maximal au niveau du col de la prothèse totale de hanche. Cette région du ciment doit être renforcée.

Références

- [1] El'Sheikh, H.F.; MacDonald, B.J.; Hashmi, M.S.J. 2003. Finite element simulation of the hip joint during stumbling: A comparison between static and dynamic loading, Journal of Mat. Pro. Technology: 249-255.
- [2] Osorovitz, P.; Goutallier, D. 1994. Résultats cliniques et radiographiques d'une série continue de 124 prothèses totales de hanche type Céramer-Ostéal, Revue de Chirurgie Orthopédique 80: 305-315.
- [3] Nuño, N.; Avanzolini, G. 2002. Residual stresses at the stem-cement interface of an idealized cemented hip stem, Journal of Biomechanics 35: 849-852.
- [4] Bergmann, G.; Deuretzbacher, M.; Heller, F.; Graichen, A.; Rohlmann Strauss, J.; Duda, G.N. 2001. Hip contact forces and gait patterns from routine activities, Journal of Biomechanics 34: 859-871.
- [5] Bergmann, G. 2001. "HIP98", Free University, Berlin: ISBN 3-9807848-0-0.
- [6] Ramos, A.; Simoes, J.A. 2009. The influence of cement mantle thickness on fatigue damage, Journal of Biomechanics 42: 2602-2610.
- [7] Sinha, R.K.; Kim, S.Y.; Rubash, H.E.. 2004 Feb. Long-stem cemented replacement arthroplasty for proximal femoral bone loss, J Arthroplasty., 19(2): 141-150.
- [8] Zafer Senalp, A.; Kayabasi, Oguz; Kurtaran, Hasan. 2007. Static, dynamic and fatigue behavior of stem, Materials and Design 28: 1577-1583.