



Effet de l'angle cervico-diaphysaire sur la stabilité statique dans le système fémoral implant-ciment

H. Hamani, B. Aour

Laboratory of Applied Biomechanics and Biomaterials (LABAB), National Polytechnic School of Oran-Maurice Audin, Algeria

Résumé—L'arthroplastie totale de la hanche consiste à remplacer l'articulation endommagée par un implant artificiel constitué d'une partie fémorale et d'une autre sur le bassin, mais cette intervention finit généralement par le scellement des implants. Ces scellements prothétiques sont causés ou affectés par le transfert de charge dynamique de l'articulation à l'os, provoquant ainsi des contraintes excessives qui peuvent endommager les composants prothétiques. Dans cette étude nous avons créé un modèle géométrique en trois dimensions : « fémur avec implant dans le canal fémoral ». A l'aide du code numérique d'éléments finis 'ANSYS WORKBENCH' nous avons simulé le modèle géométrique du fémur implanté pour déterminer l'effet des angles cervico-diaphysaire « Angle CCD (Caput-Collum-Diaphysaire) : coxa vara, normal et coxa valga » sur la distribution des contraintes dans le système fémoral implant-ciment en fonction des différentes charges appliquées.

Mots-clés—Hanche, Angle CCD, Prothèse de hanche, Eléments Finis, Implant, Ciment.

I. INTRODUCTION

Les ciments à base de résine acrylique pour os, actuellement utilisés en chirurgie orthopédique, sont du type PMMA (polyméthylméthacrylate) qui est un polymère autodurcissant à polymérisation rapide. Ils sont utilisés pour le scellement de prothèses dans l'os vivant pour les arthroplasties partielles ou totales de la hanche, du genou ou d'autres articulations.

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 et d'autre part, sur les chargements cycliques découlant des différentes positions ou situations de mouvement et angles cervico-diaphysaires [1-3].

II. ASPECT ANATOMIQUE DE L'ANGLE DU FEMUR «ANGLE CERVICO-DIAPHYSAIRE »

Le col de la tête fémorale forme un angle sur le plan frontal avec la diaphyse qui est l'angle cervico-diaphysaire, il se dirige vers l'avant, représentant un

angle d'antéversion avec le plan frontal sur le plan transversal et angle de déviation diaphysaire sur l'axe vertical (Figure 1). On a trois cas d'inclinaisons de l'angle cervico-diaphysaire [5] :

- Angle normale $\approx 135^\circ$ (Figure 1.A et Figure 2.A) ;
- Angle supérieur à 130° « Coxa Valga » (Figure 1.B et Figure 2.B) ;
- Angle inférieur à 130° « Coxa Vara » (Figure 1.C et Figure 2.C) ;

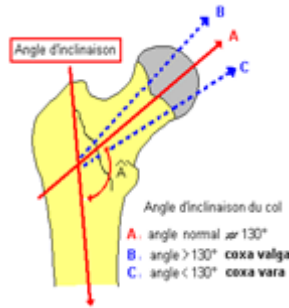


Fig. 1. Angles cervico-diaphysaires

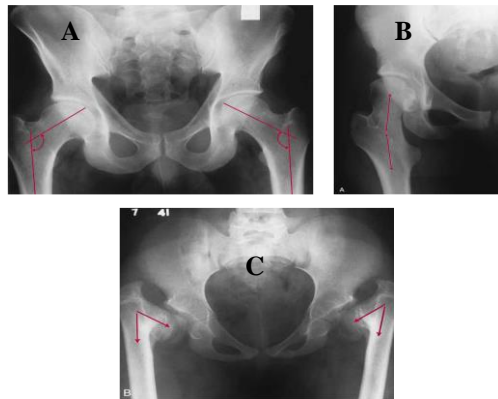


Fig. 2. « A, B, C » Clichés radiographiques représentant différents angles cervico-diaphysaires

III. ASPECT MEDICALE

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) consiste à remplacer l'articulation endommagée

par un implant artificiel constitué d'une partie fémorale et d'une autre sur l'os coxal (Figure 3). 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 [5].

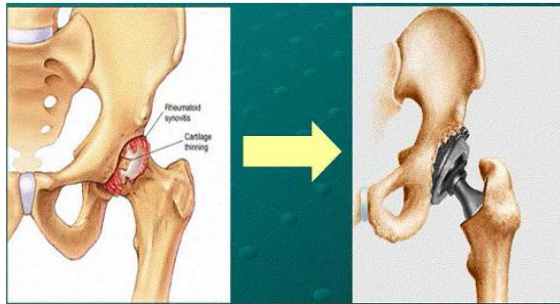


Fig. 3. Remplacement de l'articulation coxo-fémorale endommagée par deux surfaces articulaires artificielles.

Une prothèse totale de la hanche est principalement constituée de trois composants (Figure 4) : (i) : Tige fémorale, (ii) : Tête fémorale, (ii) Implant cotyloïdien[4-6].

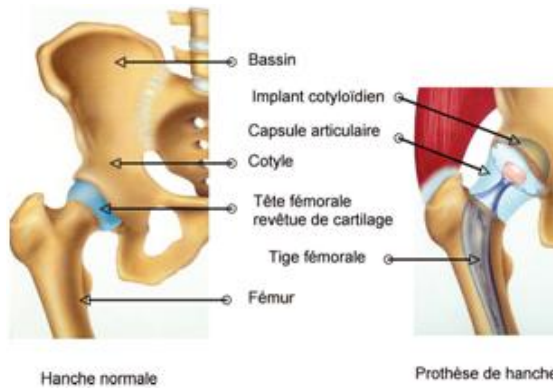


Fig. 4. Articulation de la hanche avec et sans prothèse.

IV. MODELISATION NUMERIQUE

IV.1. Modèle géométrique

Pour un modèle solide en trois dimensions de la prothèse totale de hanche (PTH), il ya quatre grandes composantes qui doivent être modélisées : l'os cortical, l'os spongieux, implant fémoral et ciment osseux. Les modèles complets ont été assemblés à l'aide du logiciel SOLIDWORKS. Le modèle assemblé est transféré à ANSYS WORKBENCH (Figure 5).

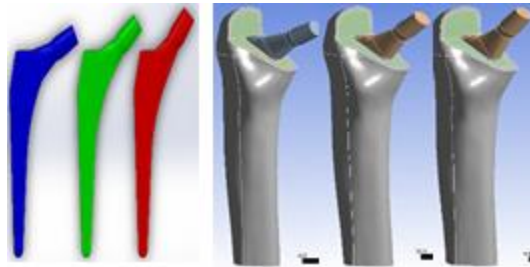


Fig. 5. Modèle géométrique d'implant fémoral.

IV.2. Propriétés mécaniques des composantes

Le tableau 1 regroupe les différentes propriétés mécaniques des composantes de la prothèse totale de hanche. Le comportement mécanique de tous les composantes est supposé linéaire élastique isotrope [7].

Tableau 1. Propriétés mécaniques des composantes de la prothèse.

	Module d'Young E (MPa)	Coefficient de Poisson ν	Résistance à la rupture (MPa)
OS			
Spongieux	130	0.2	-
Cortical	17000	0.3	200
Matériaux pour l'implant fémoral			
Alliage de titane	110000	0.3	1185
Ciment Polymère			
PMMA	2300	0.3	25

IV.3. Maillage

L'analyse par éléments finis (FEA) est un outil de simulation largement utilisé dans la biomécanique. Un problème bien connu dans ce type d'analyse est la présence de points singuliers dans le modèle d'éléments finis causant les contraintes de pointe prévues en particulier pour être dépendant du niveau de raffinement du maillage. Le modèle de cette étude est discrétisé en utilisant des éléments tétraédriques. En effet, la géométrie du fémur est irrégulière. Les éléments tétraédriques sont bien adaptés et ajustés aux frontières courbes par rapport aux autres éléments (Figure 6) surtout avec l'utilisation des éléments tétraédriques avec dix nœuds (C3D10) (Voir tableau 2)[9].

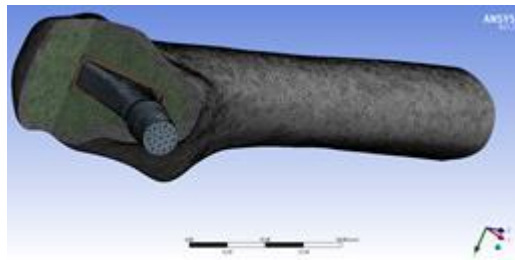


Fig. 6. Maillage typique du système fémoral implant-ciment.

Tableau 2. Présentation des nombres d'éléments de chaque cas.

	Angle 118°	Angle 130°	Angle 140°
Nombre d'éléments	1412772	1693075	1691905

IV.4. Conditions aux limites et de chargement

1) Chargement

Dans notre étude nous avons choisi les charges les plus élevées qui sont : la marche rapide, la montée d'escaliers et la descente d'escaliers (Tableau 3). Le poids du patient choisi est de 750 N[7,8].

Tableau 3. Différents cas de chargement d'une prothèse.

Mouvement	Effort max (N) (% du poids du corps)

	Axe (xx)	Axe (yy)	Axe (zz)	Résultante
	F _x	F _y	F _z	F
Marche rapide « C »	-52	33	243	251
Montée d'escalieré « D »	-60	61	237	252
Descente d'escaliers « E »	-60	39	253	261

La charge appliquée sur l'implant fémorale est calculée selon la formule suivante :

$$F_{ii} = F_i \times P \times 100\% ; F_i (F_x, F_y, F_z), F_{ii} (F_{xx}, F_{yy}, F_{zz})(1)$$

Toutes les charges appliquées sont calculées et reportées dans le tableau 4.

Tableau 4. Charges appliquées sur la tige fémorale de la prothèse.

Charge	Composantes des charges selon les trois directions (N)		
	F _{xx}	F _{yy}	F _{zz}
C	-390	247,5	1822,5
D	-450	457,5	1777,5
E	-450	292,5	1897,5

2) 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 l'indique la figure 7. Le chargement est introduit pour chaque situation selon les trois directions. Toutes les interfaces sont considérées liées totalement en conformité avec la réalité où tous les composants du système sont scellés pour assurer la bonne stabilité de la prothèse.



Fig. 7. Illustration des forces appliquées sur la tête fémorale et des conditions aux limites sur l'os.

V. RESULTATS ET DISCUSSION

L'étude numérique en 3D menée au moyen du code ANSYS WORKBENCH a donné les résultats regroupés dans les tableaux et illustrations ci-dessous. Les contraintes maximales de Von Mises ont été relevées pour les différents composants du système fémoral implant-ciment pour localiser les zones de concentrations de contraintes.

V.1. Evaluation des contraintes équivalentes maximale de VonMises dans le système fémoral implant-ciment

Les différentes valeurs des contraintes équivalentes de Von-Mises pour différentes composantes de la prothèse totale de hanche sont présentées dans le tableau 5.

Tableau 5. Contraintes de Von mises max en MPa pour différentes composantes du système fémoral implant-ciment.

charge	Angle CCD	Contraintes Von-Mises max en MPa			
		Implant fémoral	Ciment osseux	Os Spongieux	Os Cortical
C	118°	278,96	17,578	6,1754	52,248
	130°	217,19	11,829	4,9068	49,874
	140°	181,91	10,229	4,6199	50,840
D	118°	276,70	21,865	6,8588	79,251
	130°	219,61	15,468	6,5566	75,508
	140°	183,90	13,591	6,2584	76,616
E	118°	288,93	18,901	6,3693	59,626

	130°	224,51	12,816	5,3392	56,991
	140°	186,81	11,100	5,0369	58,048

Les résultats présentés dans le tableau 5 montrent que la charge et l'angle d'inclinaison du col fémoral ont un effet significatif sur le niveau de concentration de contraintes équivalentes dans le système fémoral implant-ciment.

1) *Implant fémoral*

Les différentes valeurs des contraintes enregistrées sur l'implant fémoral pour différents angles cervico-diaphysaires (angles CCD), sous l'effet de différentes charges, sont regroupées dans le tableau 6 et représentées sur la figure 8.

Tableau 6. Valeurs maximales des contraintes de Von mises dans l'implant fémoral.

Angles CCD	Valeurs maximales des contraintes de Von Mises en (MPa)		
	Charge C	Charge D	Charge E
118°	278,96	276,7	288,93
130°	217,19	219,61	224,51
140°	181,91	183,9	186,81

En faisant une comparaison entre les valeurs des contraintes de Von Mises enregistrées au niveau de l'implant fémoral pour différents angles CCD, sous l'effet des différentes charges. On peut noter une diminution importante des contraintes qui est attribuée à l'augmentation de la valeur de l'angle CCD, alors que pour la charge on constate qu'il n'y a pas une grande différence sur la concentration des contraintes.

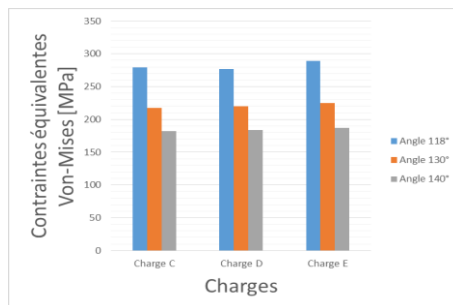


Fig. 8. Evolution de la contrainte maximale de Von Mises dans l'implant fémoral pour différents angles CCD et différentes charges.

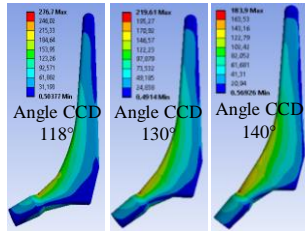


Fig. 9. Distribution des contraintes équivalentes de Von-Mises dans l'implant fémoral pour différents angles CCD sous l'effet de la charge D.

2) Ciment osseux

Les différentes valeurs des contraintes enregistrées sur le ciment osseux, pour différents angles CCD, sous l'effet de différentes charges, sont regroupées dans le tableau 7 et représentées sur la figure 10.

Tableau 7. Valeurs maximales des contraintes équivalentes de Von mises dans le ciment osseux.

Angles CCD	Valeurs maximales des contraintes de Von Mises en (MPa)		
	Charge C	Charge D	Charge E
118°	17,578	21,865	18,901
130°	11,829	15,468	12,816
140°	10,229	13,591	11,1

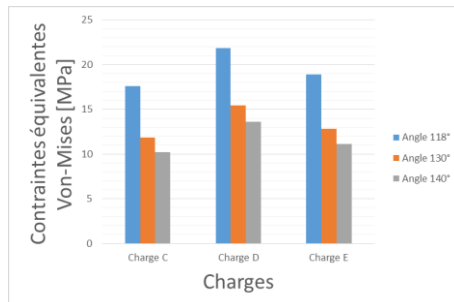


Fig. 10. Evolution de la contrainte maximale de Von Mises dans le ciment pour différents angles CCD et différentes charges.

A partir des résultats représentés dans le tableau 7 et dans la figure 10, on remarque que, l'angle d'inclinaison le plus élevé (de 140°) a provoqué une diminution des pics de concentration de contraintes de Von Mises qui sont localisées au niveau de l'interface du ciment.

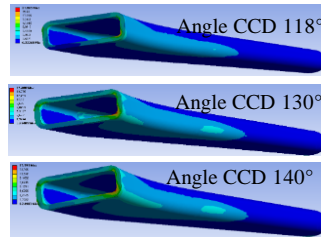


Fig. 11. Distribution des contraintes équivalentes de VonMises dans le ciment osseux pour différents angles CCD sous l'effet de la charge D.

3) Os spongieux

Les différentes valeurs des contraintes enregistrées sur l'os spongieux, pour différents angles CCD et différentes charges appliquées, sont regroupées dans le tableau 8 et représentées dans la figure 12.

Tableau 8. Valeurs maximales des contraintes équivalentes de Von mises dans l'os spongieux.

Angles CCD	Valeurs maximales des contraintes de Von Mises en (MPa)		
	Charge C	Charge D	Charge E
118°	6,1754	6,8588	6,3693
130°	4,9068	6,5566	5,3392
140°	4,6199	6,2584	5,0369

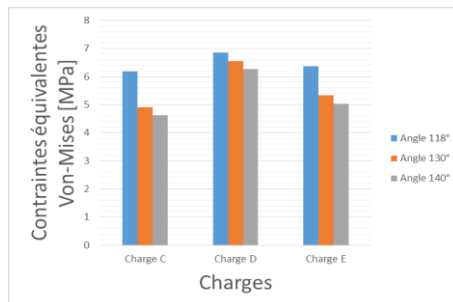


Fig. 12. Evolution de la contrainte maximale de Von Mises dans l'os spongieux pour différents angles CCD et différentes charges.

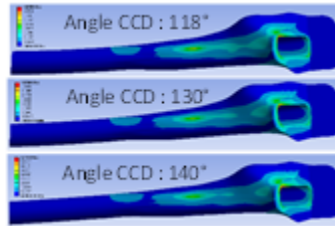


Fig. 13. Distribution des contraintes équivalentes de VonMises dans l'os spongieux pour différents angles CCD sous l'effet de la charge D.

En faisant une analyse des résultats obtenus, on peut remarquer qu'une simple augmentation de l'angle d'inclinaison peut provoquer une diminution des contraintes de Von Mises dans l'os spongieux. On constate également que la charge « D » a une influence sur le niveau de concentration des contraintes.

4) Os cortical

Les différentes valeurs des contraintes enregistrées sur l'os cortical, pour différents angles CCD et différentes charges appliquées, sont regroupées dans le tableau 9 et représentées sur la figure 14.

Tableau 9. Valeurs maximales des contraintes équivalentes de Von mises dans l'os cortical.

Angles CCD	Valeurs maximales des contraintes de Von Mises en (MPa)		
	Charge C	Charge D	Charge E
118°	52,248	79,251	59,626
130°	49,874	75,508	56,991
140°	50,84	76,616	58,048

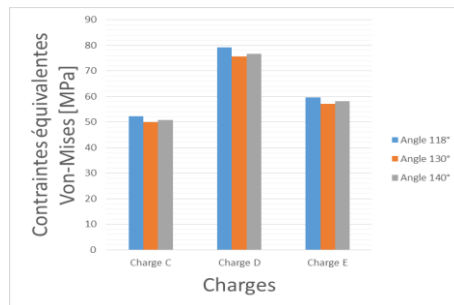


Fig. 14. Evolution de la contrainte maximale de Von Mises dans l'os cortical pour différents angles CCD et différentes charges.

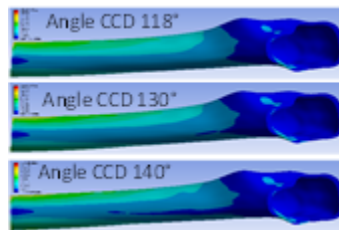


Fig. 15. Distribution des contraintes équivalentes de Von-Mises dans l'os cortical pour différents angles CCD sous l'effet de la charge D.

D'après les résultats du tableau 9 et de la figure 14, on constate une diminution négligeable des contraintes de Von Mises dans l'os cortical sur l'effet de l'angle d'inclinaison, par contre, la charge D a une influence sur la concentration des contraintes.

V.2. Evaluation des niveaux de contraintes dans le ciment

Pour une bonne lecture des niveaux des concentrations des contraintes dans les différentes zones du ciment, trois différentes trajectoires ont été choisies pour le tracé des contraintes comme l'indique la figure 16.

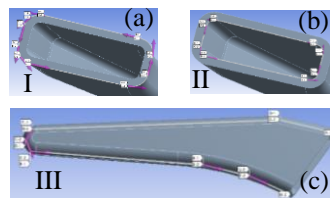


Fig. 16. Différents trajectoires sélectionnées pour le tracé des contraintes :
 a) Trajectoire I : Interface os/ciment à extrémité supérieure.
 b) Trajectoire II : Interface ciment/implant fémoral à extrémité supérieure.
 c) Trajectoire III : Profil externe du ciment.

5) Influence du chargement sur la distribution des contraintes pour différents trajectoires

a) Cas de la trajectoire I

A partir de la figure 17 représentant la variation des contraintes en fonction de la longueur de la trajectoire I, on peut constater que, pour les trois angles d'inclinaison, la contrainte équivalente de Von Mises est toujours élevée dans le cas d'une charge qui correspond au mouvement de la montée d'escaliers « charge D ».

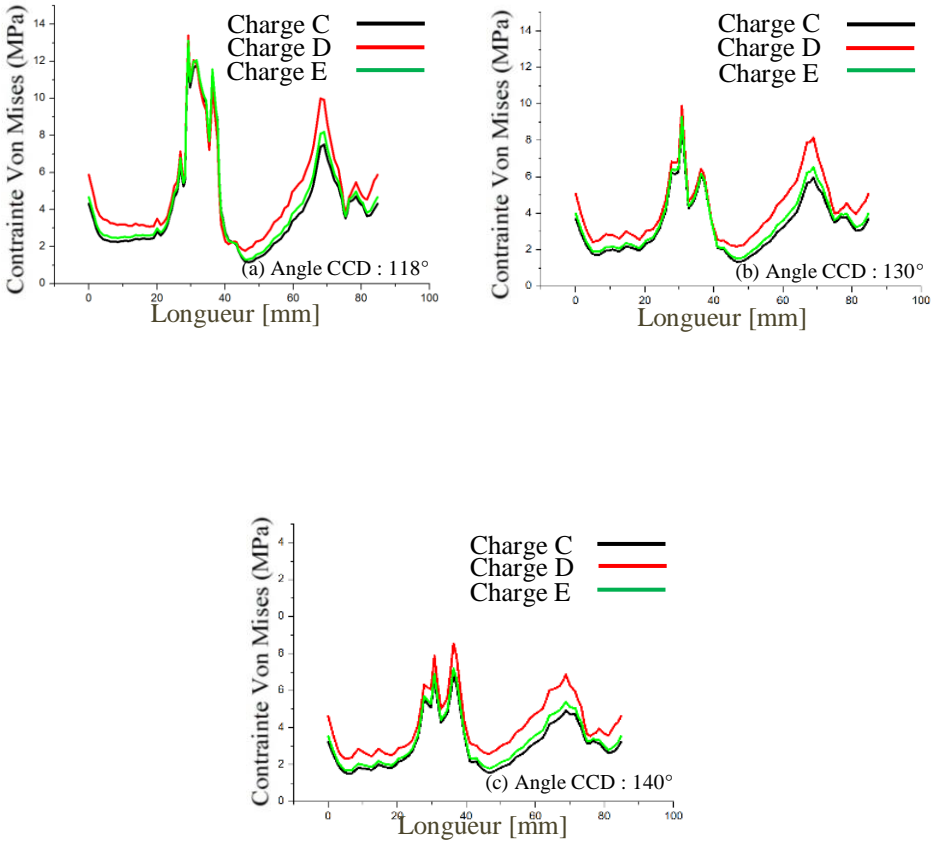
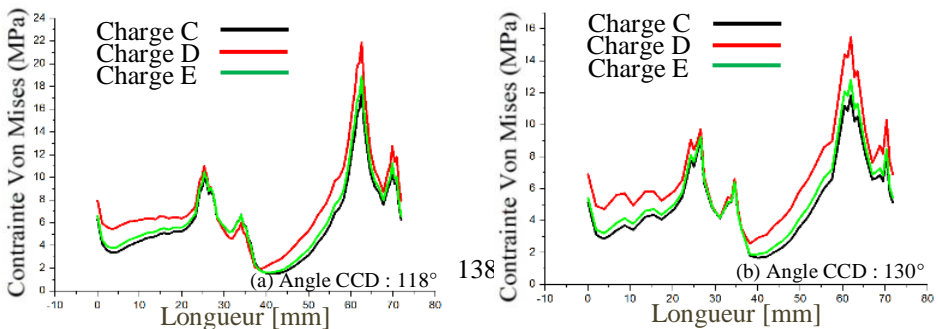


Fig. 17. Evolution de la contrainte équivalente de Von-Mises en fonction de la longueur de la trajectoire I.

b) Cas de la trajectoire II

Selon la figure 18, on peut remarquer que les courbes de variation des contraintes de Von Mises pour chaque angle d'inclinaison ont une tendance de variation presque similaire. On constate que les contraintes enregistrées au niveau de cette trajectoire, sont élevées dans le cas de la charge D et elles atteignent une valeur maximale lorsque l'angle d'inclinaison est de 118°.



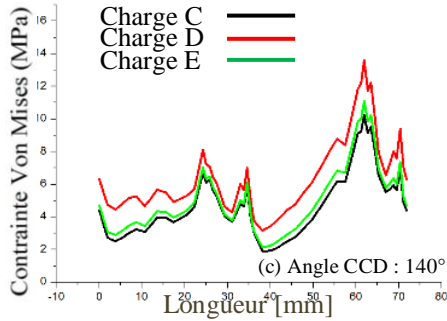


Fig. 18. Evolution de la contrainte équivalente de Von-Mises en fonction de la longueur de la trajectoire II.

c) Cas de la trajectoire III

La variation des contraintes le long de la trajectoire III est indiquée dans la figure 19 pour différents chargements et angles d'inclinaison.

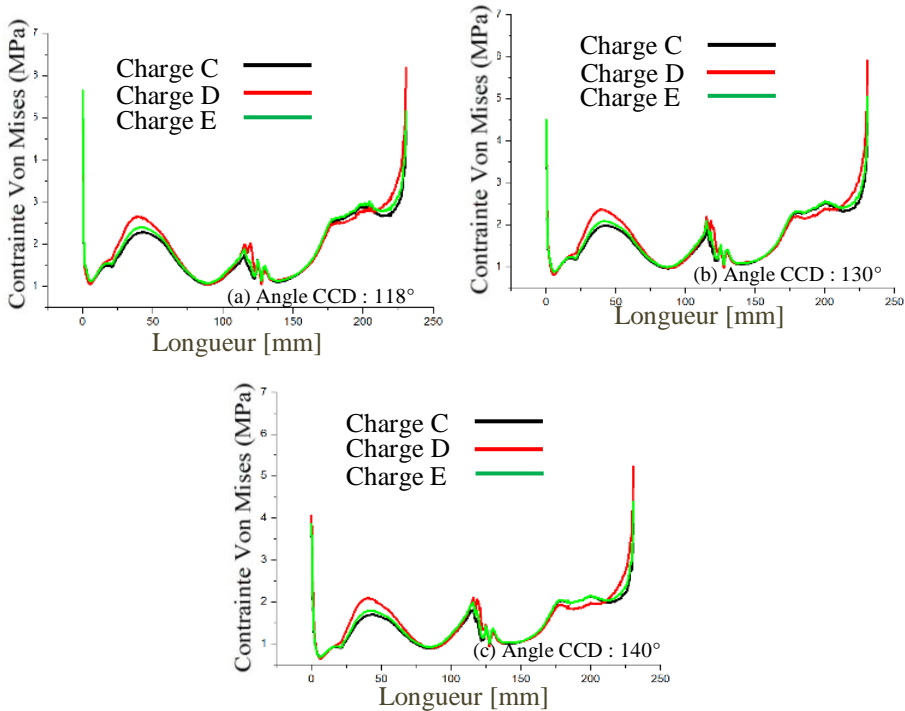


Fig. 19. Evolution de la contrainte équivalente de Von-Mises en fonction de la longueur de la trajectoire III.

On peut noter qu'il y a une légère différence entre les contraintes équivalentes de Von mises pour les cas des charges A et B, alors qu'il existe une différence assez remarquable pour le cas de la charge D sur le niveau de concentration des contraintes.

6) *Influence de l'angle cervico-diaphysaire sur la distribution des contraintes*

a) *Cas de la trajectoire I*

La figure 20 indique la variation des contraintes le long de la trajectoire I pour différents angles d'inclinaisons dans le cas de la charge D. Il est observé que les contraintes les plus élevées, sont obtenues par l'angle coxa vara.

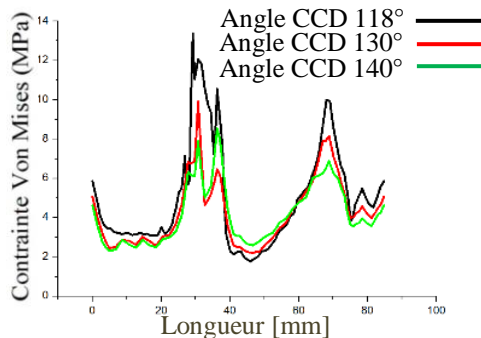


Fig. 20. Evolution de la contrainte équivalente de Von-Mises en fonction de la longueur de la trajectoire I pour le cas de la charge D.

b) *Cas de la trajectoire II*

A partir de la figure 21, représentant la variation de contrainte en fonction de la longueur de la trajectoire II, on peut constater que, pour tous les trois angles d'inclinaison, la contrainte de Von Mises est toujours plus élevée pour le cas de l'angle coxa vara. Par contre pour l'angle coxa valga les contraintes sont relativement inférieures.

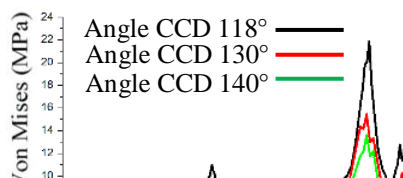


Fig. 21. Evolution de la contrainte équivalente de Von-Mises en fonction de la longueur de la trajectoire II pour le cas de la charge D.

c) *Cas de la trajectoire III*

La variation des contraintes le long de la trajectoire III est indiquée par la figure 22 pour les différents angles d'inclinaisons. Il est noté que les contraintes les plus élevées sont celles obtenues pour l'angle coxa vara.

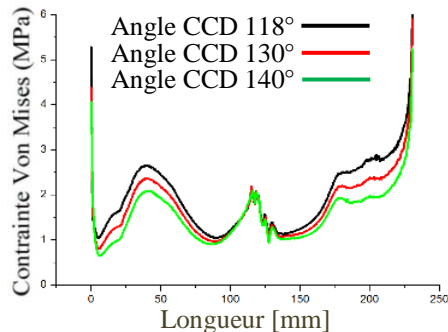


Fig. 22. Evolution de la contrainte équivalente de Von-Mises en fonction de la longueur de la trajectoire III pour le cas de la charge D.

VI. CONCLUSION

L'analyse numérique par éléments finis du comportement biomécanique de la prothèse de hanche a montré queles différents mouvements quotidiens appliqués à la tige fémorale influencent d'une manière indirecte la stabilité de la structure, ce qui engendre l'endommagement des composants de la prothèse de la hanche en particulier le ciment osseux. Les résultats montrent



que la répartition des contraintes dans les composants fémoraux d'arthroplastie dépend de l'activité humaine.

L'analyse a également montré que les contraintes sont élevées dans les parties proximales, Diaphyse et distales dans le manteau du ciment. Dans un autre côté, l'angle cervico-diaphysaire s'avère dangereux et pouvant initier une fissure interrassiale se propageant vers le bas de la prothèse et causant par suite, le descellement dans les parties proximales, diaphyses dans le manteau du ciment dans le cas d'un angle cervico-diaphysaire coxa vara.

REFERENCES

- [1] OguzKayabasi, BulentEkici ; 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., KÜÇÜK 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] 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.
- [8] 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.
- [9] Help du code de simulation ANSYS WORKBENCH v17.2.