

DEVELOPPEMENT D'UN MODELE ELEMENTS FINIS TRIDIMENSIONNEL POUR L'ANALYSE D'UNE PROTHESE D'EPAULE

Abdellah RIZOUGA, Benaoumeur AOUR

Laboratoire de Biomécanique Appliquée et Biomatériaux, Département de Génie Mécanique,
BP1523 El M'naour 31000, Algérie, ben_aour@yahoo.fr

Reçu le : 03/11/2014 Accepté le : 23/11/2015

Résumé

L'épaule est l'une des articulations les plus importantes du corps humain. Elle est fragile et souvent touchée lors d'accidents de la route ou de chutes. Il en résulte des instabilités et handicaps importants. L'objectif de ce présent travail est le développement d'un modèle éléments finis tridimensionnels pour l'analyse des prothèses d'épaule afin d'optimiser leur géométrie et augmenter leur durée de vie. Pour atteindre cet objectif, nous avons commencé dans un premier temps par la conception de quatre modèles d'une prothèse anatomique. Ensuite, une analyse par éléments finis a été menée en étudiant l'influence de la position du tronçon supérieur de la tige en contact avec la tête sur la réduction du phénomène de concentration de contraintes. En se basant sur des résultats obtenus, des recommandations sur le choix et le design des prothèses ont été proclamées à la fin de ce travail.

Mots-clés : Biomécanique ; Epaule ; CAO ; Prothèse d'épaule ; Eléments finis.

Abstract

The shoulder is one of the major joints of the human body. It is fragile and often affected during road accidents or falls. This results in instability and significant disabilities. The aim of the present work is to develop a three-dimensional finite element model for the analysis of shoulder prostheses in order to optimize the geometry and increase their lifespan. To achieve this goal, we started initially by the design of four models of anatomical prosthesis. Then, a finite element analysis was conducted by studying the influence of the position of the stem top section in contact with the prosthesis head on the reduction of the stress concentration phenomenon. Recommendations on the selection and design of prostheses were proclaimed at the end of this work.

Key-words: Biomechanics; Shoulder; CAD; Shoulder prosthesis; Finite Elements.

1. Introduction

L'épaule lie le tronc au membre supérieur et permet d'orienter le bras dans l'espace. Elle est l'articulation la plus mobile du corps humain, mais également la plus fragile [1]. Pour une personne valide, la fonctionnalité

de l'épaule est réalisée grâce aux muscles et aux structures articulaires qui l'entourent. Due à sa fonction de préhension, de protection reflexe, et à cause de sa position au niveau du thorax, l'épaule est souvent touchée en traumatologie lors de chutes ou encore d'accidents. Les lésions rencontrées sont nombreuses et diverses (fractures, luxations, etc.), et leurs niveaux de gravité peuvent être importants [2].

Dans la plupart des cas, il en résulte des instabilités et handicaps importants, de par son importance fonctionnelle au quotidien. Mais le plus important des problèmes provient des pathologies cliniques [3]. En effet, la moindre dégénérescence musculaire ou articulaire entraîne des conséquences importantes et handicapantes au niveau de sa mobilité, nécessitant couramment une intervention chirurgicale [4].

De ce fait, l'arthroplastie est aujourd'hui une opération considérée comme courante. La réussite d'une arthroplastie repose sur les informations liées à son comportement biomécanique avant et après implantation [5]. D'un autre côté, les simulations numériques reposent sur la mise en œuvre de modèles théoriques utilisant souvent la technique dite des éléments finis (MEF). Elles sont donc une adaptation aux moyens numériques de la modélisation mathématique, et servent à étudier le fonctionnement et les propriétés d'un système modélisé ainsi qu'à en prédire son évolution [6].

L'objectif de ce présent travail consiste à mener une investigation numérique par éléments finis du comportement mécanique d'une prothèse d'épaule afin d'optimiser la géométrie en diminuant les risques de fissuration. Nous avons varié la position du tronçon supérieur cylindrique au niveau de l'épaule de la tige de telle sorte à obtenir une meilleure déconcentration de contrainte et diminuer les risques d'endommagement et de rupture.

2. Conception de la géométrie

Quatre modèles de prothèses anatomiques ont été conçus en faisant varier la position du tronçon supérieur qui maintient la tête de la prothèse par rapport à l'extrémité supérieure de la tige comme illustre la figure 1.

- Prothèse 1 (Fig. 1.a): une distance $d = 13.5\text{mm}$ par rapport à l'extrémité supérieure de la tige.

- Prothèse 2 (Fig. 1.b): $d = 12\text{mm}$.
- Prothèse 3 (Fig. 1.c): $d = 10\text{mm}$.
- Prothèse 4 (Fig. 1.d): $d = 9\text{mm}$.

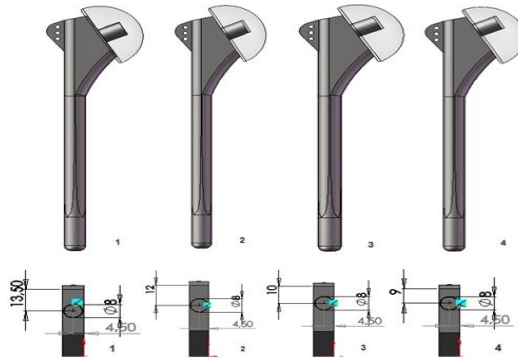
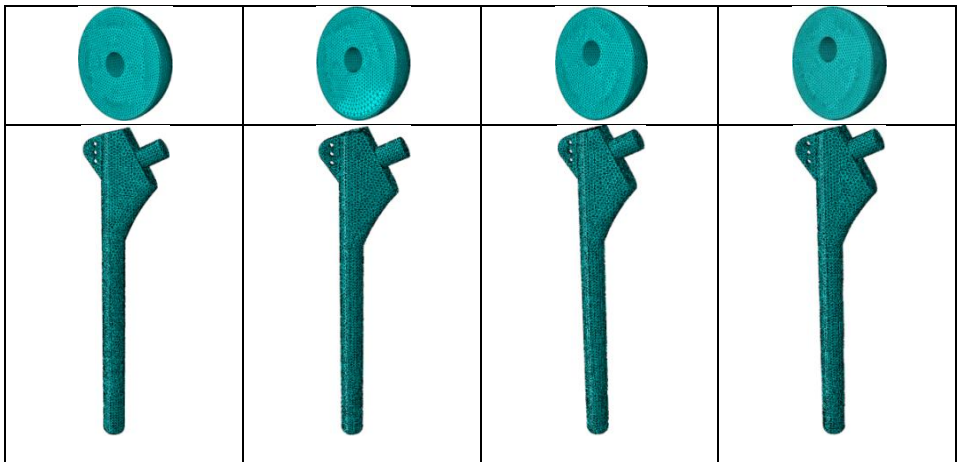


Fig.1. Dessins d'ensemble des prothèses étudiées.

3. Analyse des différentes configurations

3.1. Discrétisation par éléments finis

A partir de l'étude de sensibilité au maillage, nous avons adopté un maillage fin pour analyser les quatre configurations de prothèse d'épaule présentées à la figure 1. Notant que ces configurations ont été proposées afin de déterminer la forme optimale de la prothèse qui nous permet d'obtenir une meilleure déconcentration de contraintes et une réduction des déformations.



Maillage de la prothèse 1	Maillage de la prothèse 2	Maillage de la prothèse 3	Maillage de la prothèse 4
------------------------------	------------------------------	------------------------------	------------------------------

Fig.2. Différents maillages utilisés pour les quatre configurations de la prothèse d'épaule.

Pour les quatre prothèses, un chargement de 750 N a été appliqué au niveau de la tige conformément aux conditions expérimentales. Les maillages utilisés pour les quatre différentes configurations sont illustrés par la figure 2 en utilisant des éléments quadratique tétraédrique de type C3D10.

3.2. Analyse de la distribution des déplacements

3.2.1. Cas de la tige

Les distributions des déplacements équivalents de la tige pour les quatre configurations sont présentées dans la figure 3. On peut constater également que la prothèse (1) est celle qui nous permet d'obtenir un minimum de déplacement au niveau de l'épaulement.

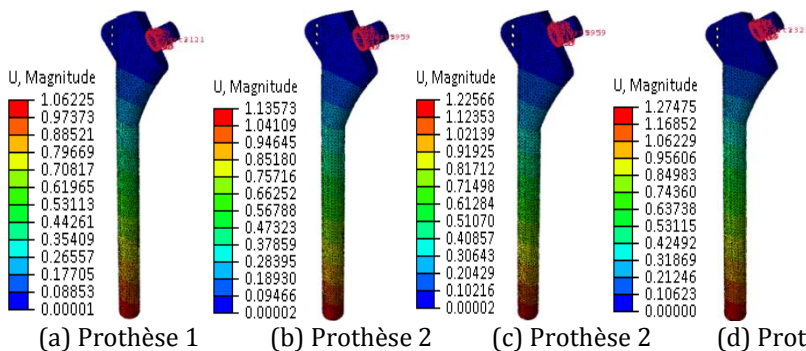


Fig.3. Distribution des déplacements équivalents dans la tige pour les quatre configurations.

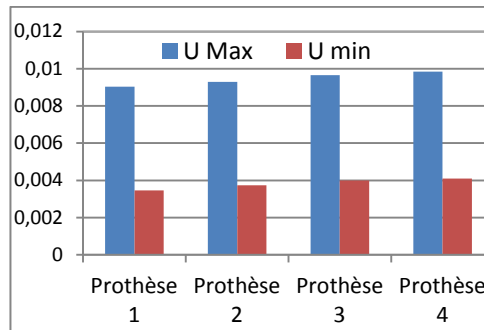


Fig.4. Les déplacements maximaux et minimaux pour les quatre contours pris en considération de la tige.

La figure 4 montre les valeurs maximales et minimales pour chaque prothèse au niveau du contour illustré par la figure 13. Par conséquent, on peut remarquer que la prothèse (1) est celle qui nous permet d'obtenir une meilleure réduction des déplacements parmi les quatre prothèses d'épaule étudiées.

3.2.2. Cas de la tête

La figure 5 illustre les distributions des déplacements équivalents de la tête pour les quatre configurations. On peut remarquer que la plus petite valeur du déplacement maximal est obtenue par la prothèse (1). ($U_{max} (P1) = 0.00909mm$). La figure 6 présente les déplacements équivalents maximaux et minimaux le long du contour prise en considération (illustré par la figure 5). On peut observer que le plus faible déplacement maximal est obtenu avec la prothèse (1) où la distance d est de 13.5mm.

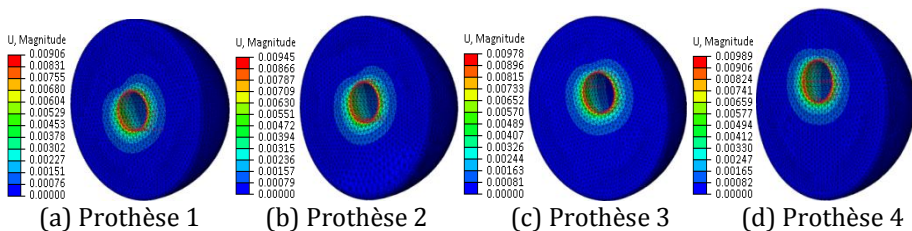


Fig.5. Distribution des déplacements équivalents dans la tête pour les quatre configurations.

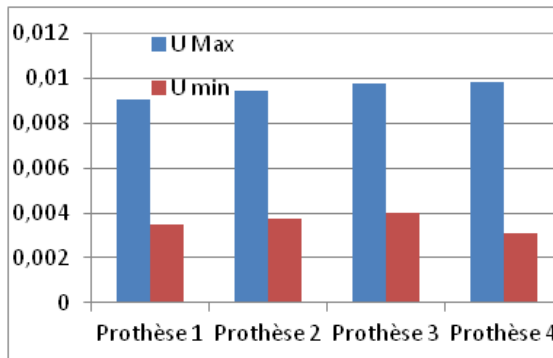


Fig. 6. Les déplacements maximaux et minimaux pour les quatre contours pris en considération de la tête.

3.3. Analyse de la distribution des contraintes de Von Mises

3.3.1. Cas de la tige

La distribution des contraintes de Von Mises dans la tige pour les quatre configurations est illustrée par la figure 7. On peut remarquer que la concentration de contrainte est localisée au niveau du point d'application de la charge et au voisinage du contour à la base de l'épaule de la tige. Une différence entre les contraintes de Von Mises maximales est également constatée. En effet, la plus grande valeur maximale des quatre configurations est obtenue pour la prothèse 4, alors que la plus faible valeur maximale est obtenue par la prothèse (1). Pour mettre en évidence la variation de la contrainte de Von Mises au niveau de la base de l'épaule, nous avons tracé sur la figure 8, la distribution de cette dernière le long du contour pris en considération. A partir de cette figure, on peut remarquer que les pics les plus importants sont obtenus par les prothèses (2) et (4). Alors que la plus faible valeur maximale est obtenue par la prothèse (1).

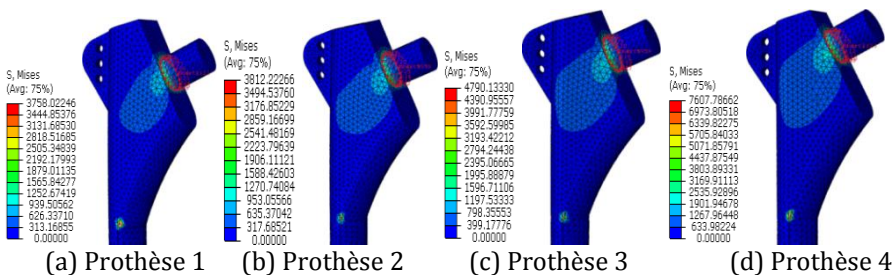


Fig. 7. Distribution des contraintes de Von Mises dans la tige pour les quatre configurations.

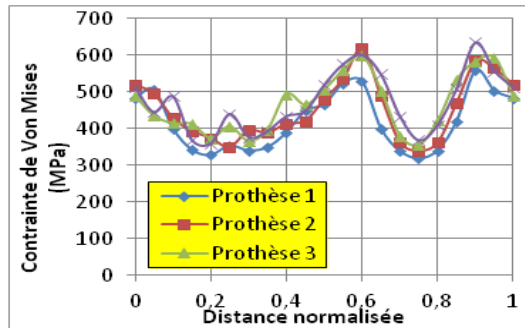


Fig. 8. Evolution des contraintes de Von Mises le long du contour de base du tronçon cylindrique de la tige.

3.3.2. Cas de la tête

La figure 9 illustre la distribution des contraintes de Von Mises dans la tête pour les quatre configurations. On peut observer qu'il y a une concentration de contrainte au niveau du trou à la surface de la base de la tête. Une différence des valeurs maximales des contraintes de Von Mises peut être également remarquée. En effet, la valeur maximale pour les quatre configurations est obtenue par la prothèse (4), alors que la plus faible valeur maximale est obtenue par la prothèse (1).

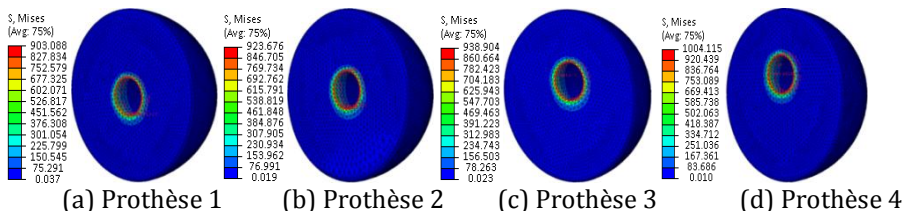


Fig. 9. Distribution des contraintes de Von Mises dans la tête pour les quatre configurations.

Pour quantifier la grandeur de la contrainte de Von Mises au niveau de cette zone, nous avons tracé sur la figure 10a, la distribution de cette dernière le long du contour pris en considération (path). A partir de cette figure, on peut remarquer que la variation la plus importante est obtenue pour la prothèse (4). Pour confirmer cette remarque, nous avons tracé sur la figure 10b, les valeurs maximales et minimales de la contrainte de Von Mises pour les quatre contours au niveau de cette zone. On peut

observer clairement que la plus faible valeur de la contrainte est obtenue par la prothèse (1).

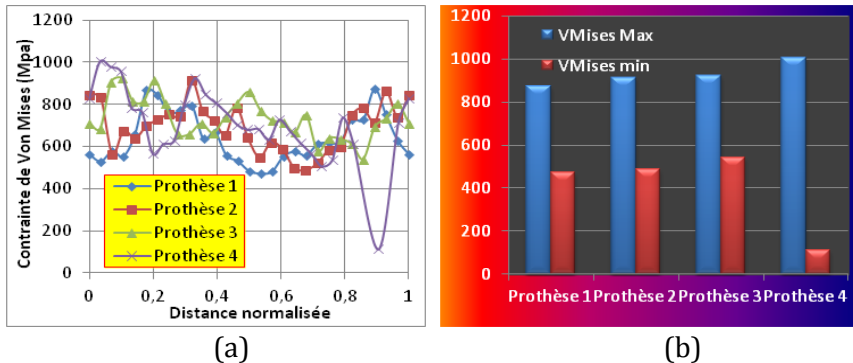


Fig. 10. (a) Evolution des contraintes de Von Mises le long du contour du trou cylindrique à la base de la tête, (b) Valeurs max. et min. de la contrainte de Von Mises pour les quatre contours pris en considération.

3.4. Analyse de la distribution des déformations

La distribution des déformations principales maximales dans la tige pour les quatre configurations est illustrée par la figure 11. On peut remarquer que les grandes déformations sont localisées au niveau du contour de base de l'épaulement et au point d'application de la charge. Une différence entre les valeurs maximales des déformations principales est également constatée. La figure 12a illustre les variations de la déformation principale maximale le long du contour pris en considération (path illustré par la figure 11), alors que, la figure 12b présente les valeurs maximales de cette dernière pour les quatre prothèses considérées. On peut constater que la plus faible valeur de la déformation est obtenue par la prothèse (1), alors que la plus grande est obtenue par la prothèse (2).

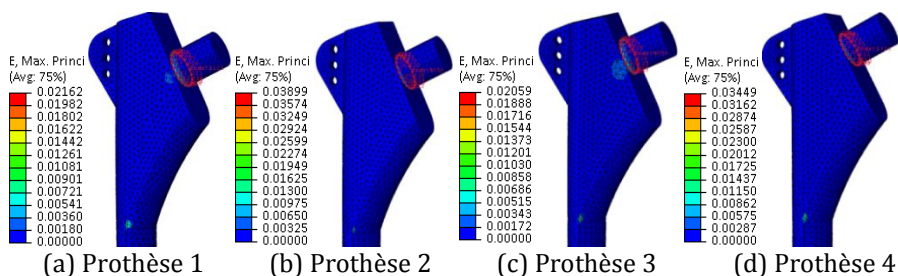


Fig. 11. Distribution des contraintes déformations maximales principales dans la tige pour les quatre configurations.

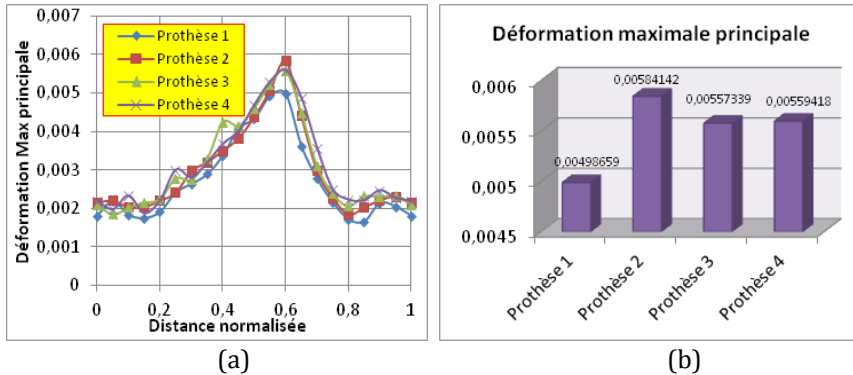


Fig.12. (a) Evolution des déformations maximales principales le long du contour de base du tronçon cylindrique de la tige pour les quatre prothèses, (b) Valeurs maximales et minimales de la déformation max. principale pour les quatre contours pris en considération de la tige.

5. Conclusion

Dans ce travail des analyses des déplacements, des contraintes et des déformations ont été présentées dont le but d'optimiser la forme géométrique de la prothèse d'épaule. A partir des résultats présentés, on peut tirer les conclusions suivantes :

- Pour mener une analyse avec plus d'exactitude, il est recommandé d'utiliser un maillage très fin.
- Pour les déplacements et les contraintes, les plus faibles valeurs sont obtenues par la prothèse (1), alors que les plus grandes valeurs sont obtenues par la prothèse (4).
- Pour les déformations, la plus faible valeur est obtenue par la prothèse (1), alors que la valeur la plus importante est obtenue par la prothèse (2).

Par conséquent, les meilleurs résultats sont obtenus par la prothèse 1 où la distance entre la partie cylindrique de la tige et l'extrémité supérieure de ce dernier est de 13,5mm et c'est cette dernière qui doit être sélectionnée et recommandée pour la fabrication des prothèses d'épaule.

Références

- [1] S. Sidy, Les fractures de l'épaule dans le service de chirurgie orthopédique de l'hôpital, Thèse, Université de Bamako, 2002.
- [2] M. Arnaud, Etude du complexe épaule/membre supérieur lois de comportement en butées et modélisation cinématique, Thèse, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, 2003.
- [3] M. Chammas, B. Coulet, V. Costala, Traumatismes de l'épaule : conduite à tenir, Service de Chirurgie Orthopédique 2 et Chirurgie de la Main, Hôpital Lapeyronie CHU Montpellier.
- [4] H. EL Makssoud, Modélisation et Identification des Muscles Squelettiques sous Stimulation Electrique Fonctionnelle, Thèse, Université Montpellier II, 2005.
- [5] A.R. Hopkins, V.N. Hansen, A.A. Amis, M. Taylor, N. Gronau, C. Anglin, Finite element modelling of the glenohumeral kinematics following shoulder arthroplasty, J. Biomech. 39 (2006) 2476-2483.
- [6] B. Baréa, Modélisation 3D de l'articulation scapulo-humérale par la Méthode des Eléments Finis : Application à l'étude des arthroplasties de l'épaule, Thèse INSERM CSS II. 1998.