



ÉCOLE POLYTECHNIQUE
FÉDÉRALE DE LAUSANNE

INGÉNIERIE SIMULTANÉE

Conception de prothèse surcorrigée pour arthroplastie totale de l'épaule

ABIGAIL VOGEL
CLELIA EGGER
EVA DEBETTE
LORE HOFFMANN
NATHAN DONINI
SAMI EL BOUARI

Sous la supervision de :
DR. ALEXANDRE TERRIER
YASMINE BOULANAACHE

Mai 2018

Table des matières

1	Introduction	2
2	State of the art	2
3	Méthodes	2
3.1	Segmentation et lissage	2
3.2	Modélisation de la scapula	3
3.3	Design et placement des prothèses	3
3.4	Analyse par éléments finis	4
4	Résultats et Discussion	5
4.1	Patient 1	5
4.2	Patient 2	6
4.3	Tableaux récapitulatifs	7
5	Conclusion	7
6	Références	8
7	Annexe	8
7.1	Etude de convergence	8

1 Introduction

L'arthrose est une maladie se traduisant par une détérioration progressive du cartilage articulaire. Dans certains cas avancés, cette dégradation peut résulter en une destruction totale du cartilage, contraignant les os à frotter les uns contre les autres. Les personnes atteintes présentent des douleurs articulaires et leur mobilité peut être affectée [1]. Cette maladie peut toucher plusieurs articulations telles que les hanches, les genoux, les doigts ou les épaules. Les causes de l'arthrose de l'épaule sont multiples : instabilité chronique, fracture de l'humérus ou encore rupture de la coiffe des rotateurs. Il existe trois types d'arthrose de l'épaule. Le type A correspond à une érosion symétrique de la glène sans subluxation tandis que le type C désigne une dysplasie sans usure [2]. L'attention est portée ici sur le type B pour lequel l'usure du cartilage apparaît de manière asymétrique, le plus souvent postérieurement. Suivant le degré de détérioration des articulations, l'arthroplastie peut consister à retirer l'articulation malade sans poser de prothèse, sinon à remplacer une partie ou la totalité de l'articulation par une prothèse [3], comme dans le cas de ce projet. Néanmoins, l'arthroplastie totale de l'épaule chez des patients de type B présente des risques post-opératoires de subluxation gléno-humérale. L'implantation d'une prothèse asymétrique spécifique à la morphologie du patient peut être une solution à ce problème. En effet, grâce à la combinaison des images CT de la scapula de chaque patient, du logiciel CAD et d'analyse par éléments finis, il est possible de choisir une surcorrection de la prothèse permettant d'obtenir une répartition des efforts minimisant la subluxation. Ce projet de Bachelor se focalisera sur la conception de deux prothèses surcorrigées uniques, destinées à deux patients de type B, en veillant à obtenir une meilleure répartition des efforts au sein de la scapula et une subluxation plus faible.

2 State of the art

Afin de remédier à l'arthrose de l'épaule grâce à une arthroplastie totale de l'épaule, deux techniques ont vu le jour. La première consiste à créer un design inversé d'une prothèse de l'épaule, c'est-à-dire mettre une demi-sphère sur la glène et la partie concave sur la tête humérale (au préalable coupée). Cette méthode est utilisée en cas de faiblesse des muscles de la coiffe des rotateurs. La deuxième méthode consiste à mettre une prothèse sur la glène, où une partie du cartilage s'est détériorée. Cette dernière prothèse peut ensuite être d'aspect symétrique, cependant, comme expliqué plus haut, des risques de subluxation post-opératoire peuvent apparaître. Un design de surcorrection postérieure [2] a ensuite été testé afin de diminuer ces problèmes.

3 Méthodes

3.1 Segmentation et lissage

Plusieurs logiciels ont été utilisés pour modéliser les différents éléments du système scapula-prothèse et simuler leurs interactions sous contraintes. Une succincte description de leurs protocoles et de leurs fonctions est explicitée ci-dessous.

3.2 Modélisation de la scapula

Le but de l'étape de segmentation est de modéliser en 3D la scapula et de différencier les deux parties qui la constituent, à savoir le cortical et le trabéculaire. Il est nécessaire de les distinguer car elles ne présentent pas les mêmes propriétés mécaniques. Le logiciel Amira utilise des images CT (Computer Tomography) de la partie supérieure droite ou gauche du tronc du patient. Ces images se présentent sous la forme de multiples coupes horizontales appelées "slices". Pour chaque "slice", le cortical et le trabéculaire de la scapula sont repérés à l'aide de la différenciation des nuances de gris déterminées grâce à l'échelle de Hounsfield (HU). Cette dernière permet une visualisation de la densité en fonction du ton de gris : plus le matériau est dense, plus il apparaîtra clair. Ainsi, il est possible de séparer la partie extérieure de l'os apparaissant en blanc et correspondant au cortical, de la partie plus sombre, à l'intérieur, correspondant au trabéculaire. Une fois les deux parties bien identifiées, un contour est tracé à la souris pour les délimiter et délimiter l'extérieur de l'os. Ce travail est répété pour chaque "slice" sur lesquelles apparaissent la glène et les régions environnantes de la scapula. Durant cette étape, l'accent est mis sur la précision de la délimitation mais aussi sur le respect d'une marge de 3 mm entre les deux parties, et ce afin d'éviter la présence de trou dans le rendu 3D. La partie fine et rigide à l'extrémité opposée de la scapula est volontairement omise, son intérêt pour la simulation future étant négligeable. Les rendus 3D de l'os complet et du trabéculaire sont obtenus automatiquement à l'aide de la fonction "isosurface". Les structures 3D sont exportées au format stl et sont ensuite traitées par le logiciel Geomagic X. Pour lisser la scapula et son trabéculaire, le logiciel Geomagic X est utilisé en suivant le protocole CT to Abaqus. Les pics et les trous sont enlevés. Afin de préserver la forme de l'os au maximum, les contours des courbes de la surface extérieure sont ajustés au besoin. Les deux représentations 3D sont ensuite exportées en format compatible avec Solidworks.

3.3 Design et placement des prothèses

Après avoir obtenu l'os de chaque patient en trois dimensions, il faut implanter la prothèse standard dans l'os et également concevoir plusieurs types de prothèses sur-corrigées. Nous allons par la suite les soumettre à une analyse par éléments finis afin de choisir le meilleur design pour chaque patient. Chaque prothèse sur-corrigée doit permettre de diminuer la subluxation ainsi que de diminuer la contrainte maximale présente dans l'os. Pour implanter la prothèse standard dans l'os, il a fallu placer plusieurs repères sur la scapula et sur la prothèse. Nous avons contraint le ciment et la prothèse ensemble, puis nous avons positionné la prothèse le plus justement possible en ajustant les différents angles entre les repères (inclinaison, rétroversion et pivot). Nous avons ensuite soustrait les deux pour nous retrouver avec une cavité dans l'os parfaitement complémentaire de la prothèse standard.

Nous avons ensuite conçu environ 20 différentes prothèses en faisant varier deux angles :

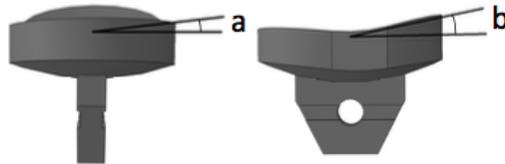


FIGURE 1 – Nomenclature pour les angles de modification

La suite du projet consistait à essayer le maximum de prothèse sur chaque patient et à faire une analyse par éléments finis, puis à comparer les résultats avec ceux de la prothèse standard afin de sélectionner la meilleure prothèse.

3.4 Analyse par éléments finis

Nous avons fait l'analyse par éléments finis à l'aide du logiciel Abaqus. Il a fallu simplifier le modèle initial constitué du trabéculaire et du cortical en un os homogène, ceci étant dû à un problème de précision de contact entre les deux parties de l'os créées dans les étapes précédentes. Le module de Young de la "scapula homogène" a été défini de 8000 MPa (entre celui du cortical à 11'500 MPa et celui du trabéculaire à 500 MPa) et son coefficient de Poisson de 0.3 [2]. Pour le ciment et la prothèse, les valeurs pour le module de Young sont respectivement 2000 Mpa et 720 MPa et les coefficients de Poisson : 0.23 et 0.3. Nous pouvons récapituler ces valeurs dans le tableau suivant :

Matériaux	Module de Young [MPa]	Coefficient de Poisson
Os (trabéculaire et cortical)	8000	0.3
Ciment	2000	0.23
Polyeth	720	0.3

La prothèse, le ciment ainsi que l'os ont donc été considérés comme des matériaux linéaires élastiques et isotropes dans cette analyse. Par la suite, le ciment est contraint avec l'os et la prothèse est contrainte avec le ciment à l'aide de la contrainte de position "Face to Face". La prothèse et l'humérus sont alignés grâce à la contrainte "Edge to Edge" et le contact est forcé grâce à l'option "Translate to" qui permet de poser la sphère sur la prothèse avec un offset de -0.1 afin de forcer le contact. Entre l'os et le ciment, les surfaces ont été liées à l'aide de contraintes "tie", de même entre le ciment et la prothèse.

La prothèse et la sphère ont été liées par une interaction de contact "Surface-to-surface" avec une propriété d'interaction de contact nommée "hard-03" dont le coefficient de friction est de 0.3 pour le patient 1. Pour le patient 2 le coefficient est de 0.2. Notre analyse se fait en deux steps : le premier step consiste à établir le contact entre l'humérus et l'implant, tandis que le second step nous permet d'appliquer la force à laquelle la prothèse sera soumise lors de son utilisation dans le corps.

Lors du premier step, nous appliquons deux conditions de bords pour s'assurer que notre analyse sera bien bornée. Pour cela, on fixe tous les déplacements à zéro au niveau de l'os, et on fixe les déplacements et les rotations à zéro au niveau de l'humérus sauf U1 que l'on fixe à -0.1 afin de forcer le contact entre l'humérus et la prothèse.

Lors du second step, nous appliquons ces deux même conditions de bord à la différence près que nous libérons les déplacements au niveau de l'humérus pour lui permettre de se déplacer sur la prothèse. De plus, on applique au niveau de l'humérus une force spécifique calculée pour chaque patient grâce à un modèle musculo-squelettique. Cette force spécifique se base sur celle qu'il y a dans l'épaule lorsqu'on lève le bras de 60° par rapport au corps (ce qui correspond à la position des bras lors des mouvements quotidien).

Nous avons pu appliquer la bonne force pour le patient 1 mais pas pour le patient 2. En effet, la simulation ne convergeait pas. Nous avons donc choisi arbitrairement une force avec laquelle la simulation fonctionnait puis nous avons comparé les nouveaux designs de prothèse, par rapport à la prothèse standard pour cette force.

Pour finir, nous avons choisi de mailler la prothèse, le ciment et l'os avec des éléments tétraédriques à la vue de notre géométrie. De plus, nous avons choisi des éléments de dimensions 1.4mm. En effet, en

prenant des éléments plus petits les contraintes sur certaines arêtes divergeaient, tandis qu'en prenant des éléments plus gros, la précision était moins bonne.

4 Résultats et Discussion

4.1 Patient 1

Nous avons essayé de nombreuses prothèses et nous avons finalement sélectionné la prothèse a1b1, c'est à dire modifiée d'un angle supérieur de 1° et d'un angle postérieur de 1° (voir figure 1).

Contrainte maximale dans l'os

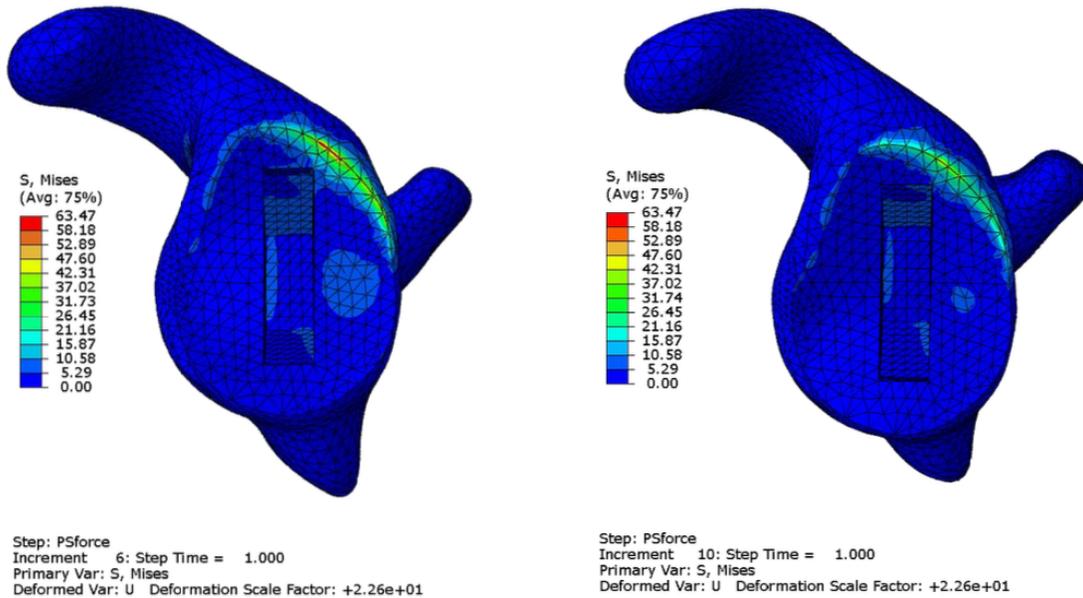


FIGURE 2 – Contraintes présentes dans l'os avec la prothèse standard (à gauche) et avec la prothèse choisie a1b1 (à droite)

On peut observer que la répartition des efforts dans l'os est identique avec la prothèse standard et avec la prothèse sur-correctée. Par contre, la valeur de la contrainte maximale est plus basse avec la prothèse a1b1 (voir figure 2). En effet, la contrainte maximale passe de 63 MPa avec la prothèse standard à 46 MPa avec la prothèse sur-correctée, soit un écart relatif de 27% de la contrainte maximale présente dans l'os.

Valeurs de la subluxation

Pour ce qui est de la subluxation, nous l'avons calculée en relevant les déplacements du centre de la tête humérale dans le plan normal à l'axe de la glène. Nous avons mesuré une subluxation de 1590 μm avec la prothèse standard contre seulement 220 μm pour la prothèse sur-correctée. La subluxation est drastiquement réduite. En effet, elle est 7 fois plus petite avec la prothèse sur-correctée a1b1.

4.2 Patient 2

Pour le deuxième patient, nous avons sélectionné la prothèse a1b3, c'est à dire modifiée d'un angle supérieur de 1° et d'un angle postérieur de 3° (voir figure 1).

Contrainte maximale dans l'os

On peut constater que la contrainte maximale dans l'os est identique et est de 13 MPa. Par contre, elle n'est pas située au même endroit. En effet, pour la prothèse standard, il y a deux endroits dans l'os où la contrainte est élevée (voir figure 3 et 4), notamment au niveau de la glène, tandis que pour la prothèse sur-correctée, la contrainte est élevée seulement à un endroit (voir figure 5) et pas au niveau de la glène, où la contrainte est au maximum égale à seulement 8 MPa. On peut donc conclure que la prothèse a1b3 a contribué à l'amélioration de la répartition des efforts dans l'os.

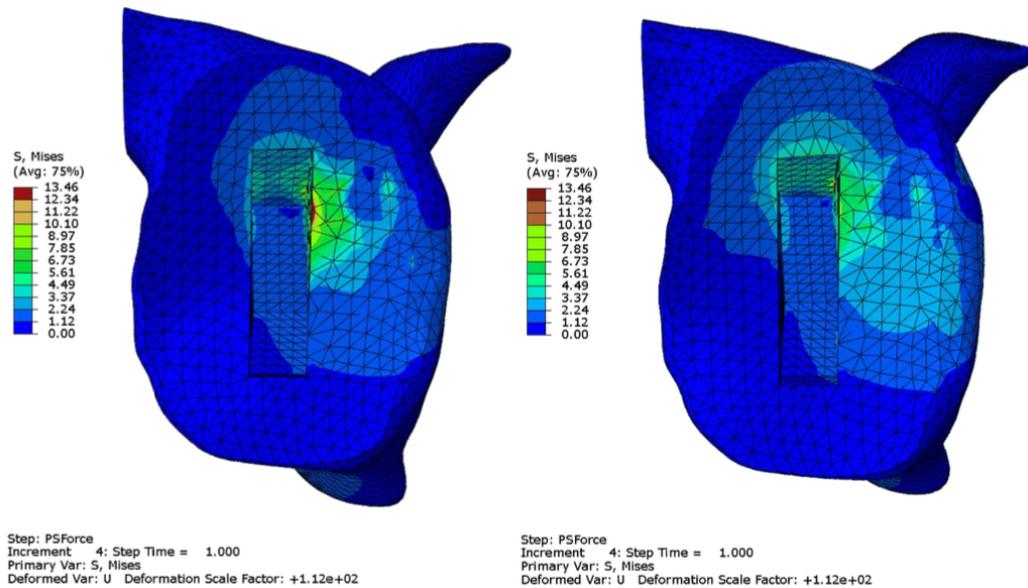


FIGURE 3 – Contraintes présentes dans l'os avec la prothèse standard (à gauche) et avec la prothèse choisie a1b3 (à droite)

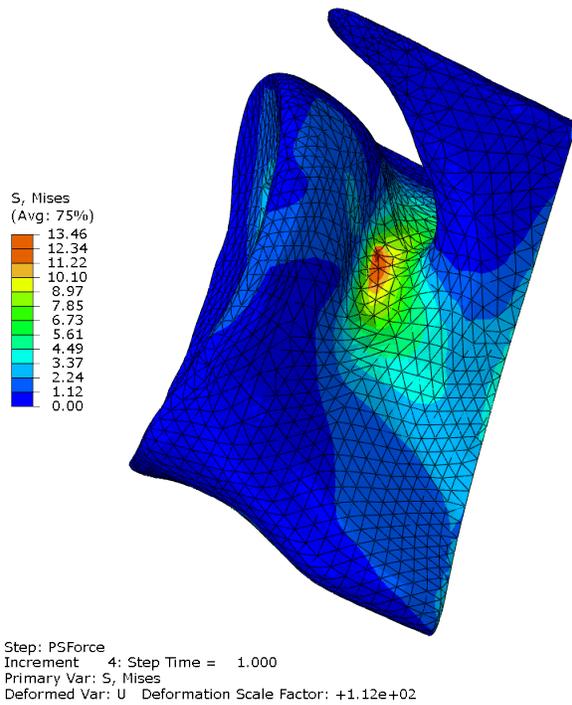


FIGURE 4 – Contraintes présentes dans l’os avec la prothèse standard

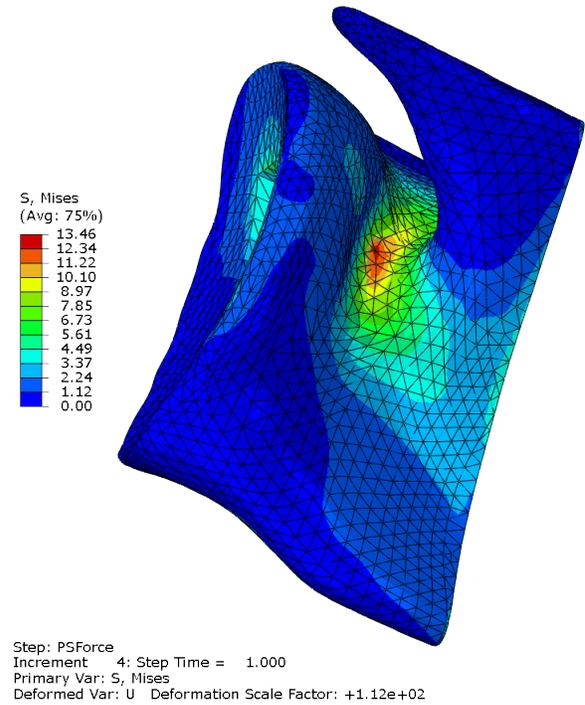


FIGURE 5 – Contraintes présentes dans l’os avec la prothèse sur-correctée a1b3

Valeurs de la subluxation

Au niveau de la subluxation pour le deuxième patient, on constate qu’elle passe de 894 μm pour la prothèse standard à 111 μm pour la prothèse sur-correctée. Ce nouveau design permet ainsi de diviser la valeur de la subluxation par 8.

4.3 Tableaux récapitulatifs

Contrainte max dans l’os [MPa]	Patient 1	Patient 2
Prothèse standard	63	13
Prothèse a1b3	-	13
Prothèse a1b1	46	-

Subluxation [μm]	Patient 1	Patient 2
Prothèse standard	1590	894
Prothèse a1b3	-	111
Prothèse a1b1	220	-

5 Conclusion

La modification, même réduite, des angles supérieurs et postérieurs de la prothèse a un effet très important sur la subluxation de l’humérus : chez les deux patients la subluxation a environ été divisée

par 7. Les prothèses sur-corrigées ont aussi un effet non négligeable sur les contraintes subies par l'os. Les contraintes sont moins importantes et mieux réparties sur ce dernier. Ces modifications permettent aux patients d'être plus à l'aise dans leurs mouvements quotidiens après l'opération : les douleurs dans l'os sont moins prononcées et le risque de subluxation est drastiquement réduit.

L'implant d'une prothèse asymétrique est donc une solution au problème de subluxation gléno-humérale post-opératoire chez les patients. Cependant, chaque patient a une morphologie et une dégradation du cartilage unique, il faudrait donc pour chacun une prothèse spécifique.

6 Références

[1] : "L'arthrose" in *Ligue suisse contre le rhumatisme*, <https://www.ligues-rhumatisme.ch/rhumatismes-de-a-a-z/arthrose>, page consultée le 2 juin 2018

[2] : Y. Boulanaache, S. Bergamin, F. Becce, A. Farron & A. Terrier, "*Overcorrected glenoid implants to prevent recurrent glenohumeral subluxation after total shoulder arthroplasty : a patient-specific finite element analysis*", 2017

[3] : "Arthroplastie" in *Clinique de l'arthrose*, <http://www.clinique-arthrose.fr/lexique-arthroplastie>., page consultée le 2 juin 2018

7 Annexe

7.1 Etude de convergence

Nous avons effectué une analyse de convergence de la contrainte maximale dans l'os et du déplacement de la tête humérale de chaque patient en raffinant notre modèle. A chaque fois, l'erreur relative est calculée par rapport à la valeur de la contrainte ou du déplacement calculée avec le maillage précédent, légèrement plus grossier. En ce qui concerne la convergence des contraintes, l'erreur relative pour une taille globale de 1.4 [mm] est en dessous de 3 % dans les deux cas, et les deux courbes sont décroissantes sur la fin du raffinement. On peut alors affirmer que la contrainte maximale converge pour chaque patient. Pour la convergence des déplacements, l'erreur relative décroît en raffinant le modèle et elle est bien en dessous du pourcent dans les deux cas, avec une taille globale de maillage de 1.4 [mm]. On en conclut que le déplacement de la tête humérale, et donc à posteriori la valeur de la subluxation, convergent.

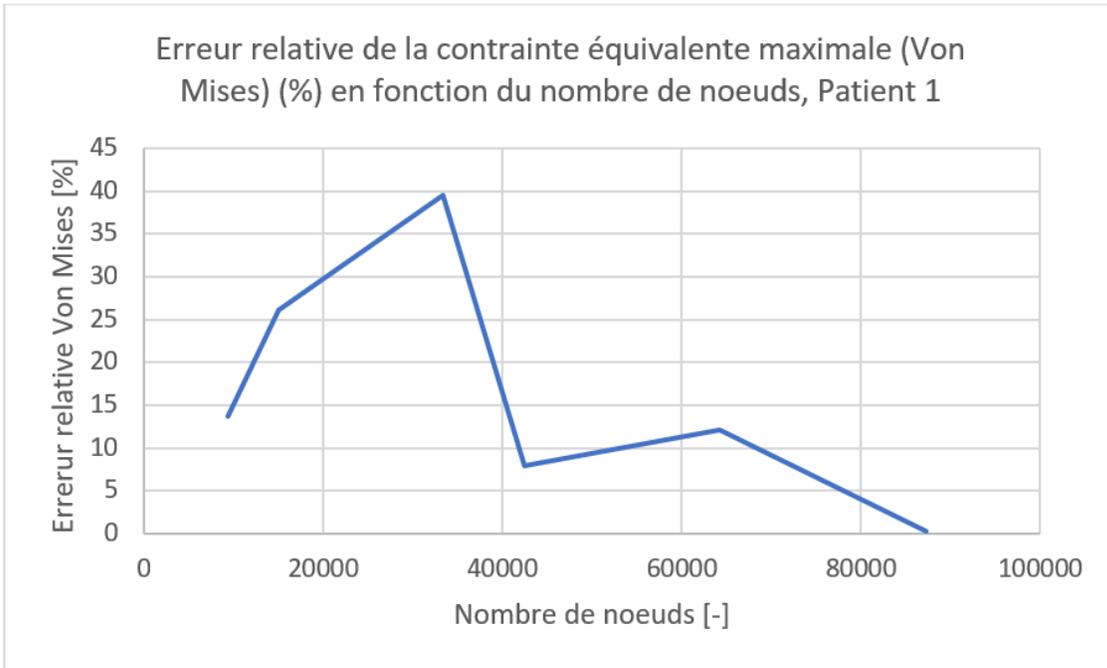


FIGURE 6 – Etude de convergence de la contrainte maximale du patient 1. Elle est effectuée aux points d'intégration car la contrainte est présente sur une arête.

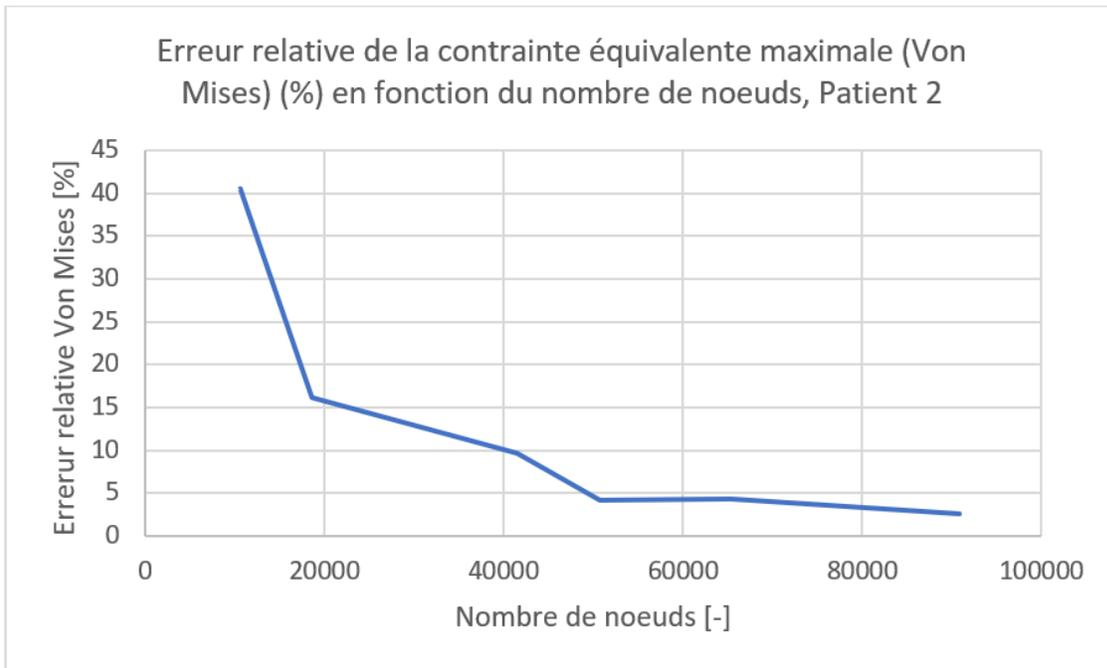


FIGURE 7 – Etude de convergence de la contrainte maximale du patient 2. Elle est effectuée aux noeuds car la contrainte maximale n'est pas sur une arête.

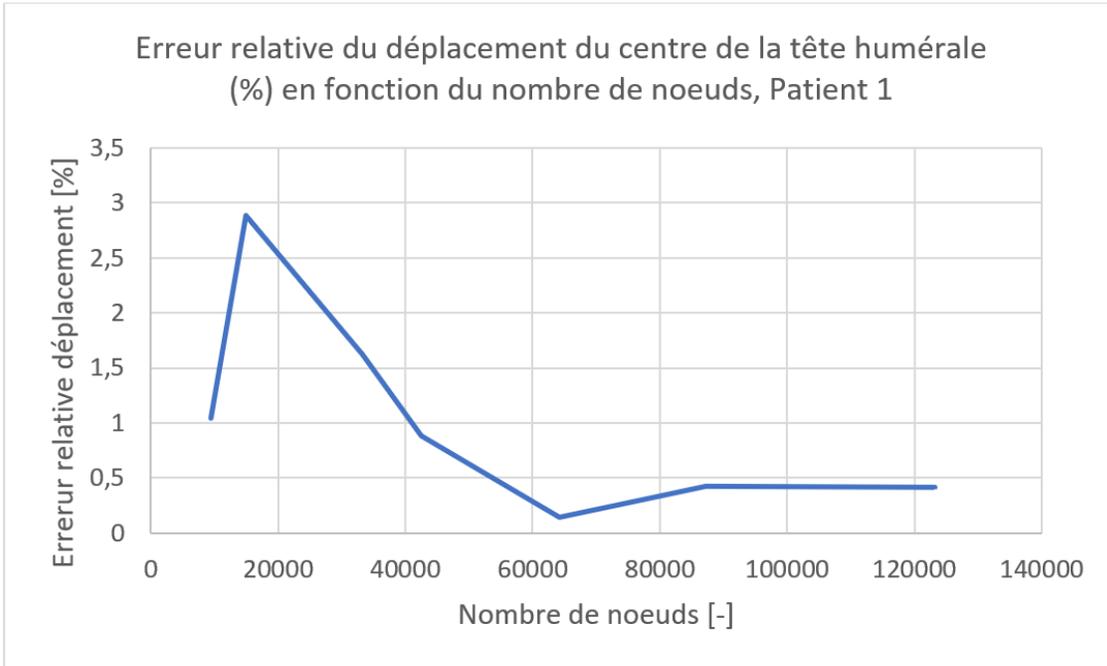


FIGURE 8 – Etude de convergence du déplacement de la tête humérale du patient 1.

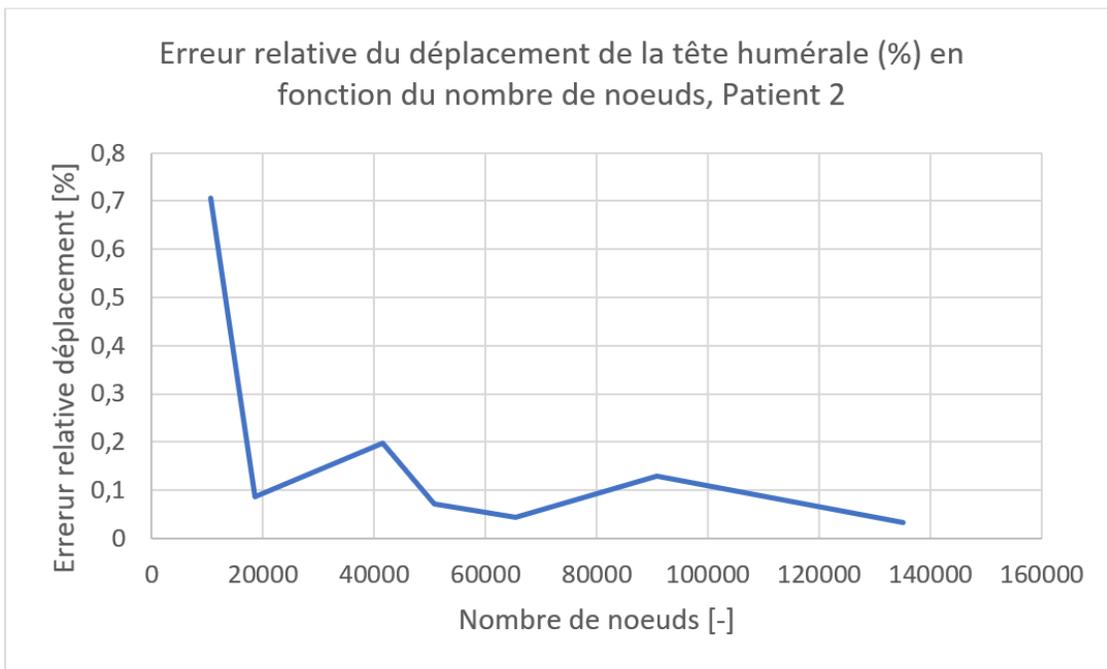


FIGURE 9 – Etude de convergence du déplacement de la tête humérale du patient 2.