

DESIGN AND STRUCTURAL ANALYSIS OF A PROTHESIS FOR AN ARTHROPLASTY. DEFINITION OF THE OSTEOINTEGRATION GRADE DURING THE REHABILITATION PROCESS

Cavas, F.; Parras, D.; Nieto, J.; Cañavate, F.J.F.; Fernández-Pacheco, D.G.
Universidad Politécnica de Cartagena

One of the main issues that shoulder arthroplasty presents during the execution of rehabilitation exercises is its mechanical stability. In the particular case of the prosthesis-humerus set, it is necessary a real structural analysis of the set with the aim of defining the osteointegration grade in the different regions and considering the influence of the level of efforts to apply during the rehabilitation process, thus preventing bio-integration problems. The present communication proposes to obtain the geometric model of a prosthesis-humerus set by using CAD technologies and its posterior structural analysis by means of finite elements under the action of various load conditions. The generated model becomes very useful for the orthopedic physician due to it permits to define and program the different efforts to apply during the rehabilitation process in function of the osteointegration grade existing in the set regions, and in this way to prevent and minimize the possible complications that could be derived by such process.

Keywords: computational geometry; 3D modelling; finite elements; prosthesis; Biomedicine

DISEÑO Y ANÁLISIS ESTRUCTURAL DE UNA PRÓTESIS PARA UNA ARTROPLASTIA. DEFINICIÓN DEL GRADO DE OSTEOINTEGRACIÓN DURANTE EL PROCESO DE REHABILITACIÓN

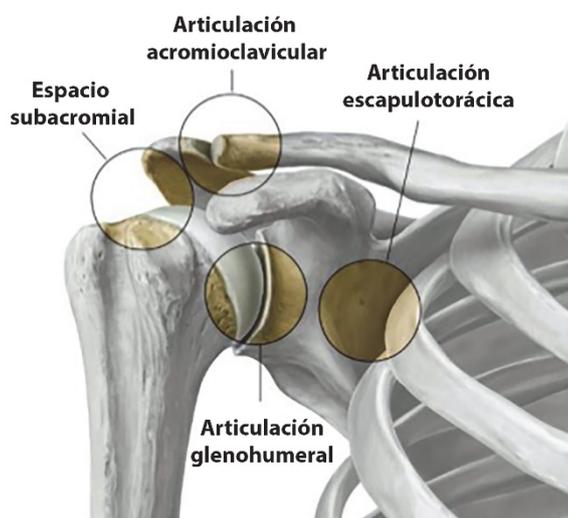
Uno de los principales problemas que plantean actualmente la artroplastia de hombro es su estabilidad mecánica durante los ejercicios de rehabilitación. En el caso particular del conjunto prótesis-húmero se hace necesario un análisis estructural real del complejo con el objetivo de definir en sus diferentes regiones su grado de osteointegración y considerar así la influencia del nivel de esfuerzos a aplicar durante el proceso de rehabilitación, evitando problemas de biointegración. En la presente comunicación se propone el modelado geométrico del complejo prótesis-húmero mediante tecnologías CAD y su posterior análisis estructural mediante Elementos Finitos bajo la aplicación de diferentes regímenes de carga. El modelo generado resulta de gran utilidad para el cirujano ortopédico dado que le permite definir y programar los diferentes esfuerzos a aplicar durante el proceso de rehabilitación, en función del grado de osteointegración presente en las regiones del complejo y de esta forma prevenir o minimizar las posibles complicaciones que pudieran derivarse de dicho proceso.

Palabras clave: geometría computacional; modelado 3D; elementos finitos; prótesis; Biomedicina

1. Introducción

Uno de los métodos utilizados en el tratamiento de padecimientos en la articulación del hombro son las sustituciones articulares mediante prótesis de hombro. A pesar de lo invasivo de este método se ha demostrado lo acertado de su utilización para tratar padecimientos en la articulación glenohumeral (Fig. 1). Con la ayuda de los métodos numéricos empleados para solucionar modelos matemáticos se pueden realizar análisis estructurales que permitan determinar esfuerzos en modelos tridimensionales de la interfaz entre la prótesis y el hueso donde va insertada, permitiendo identificar, conociendo la densidad aparente del tejido óseo, las zonas donde se ve favorecida la osteointegración. La identificación de las zonas de osteointegración permite determinar previo a la cirugía el comportamiento del hueso una vez insertada la prótesis, dando la posibilidad de valorar diferentes modelos para la sustitución articular.

Figura 1. Articulaciones del hombro



Los primeros antecedentes de prótesis de hombro se remontan al siglo XIV cuando en Francia se realizó un recambio protésico para tratar una artritis tuberculosa. Pero su verdadero uso clínico comenzó en el siglo XX cuando un cirujano ortopédico llamado Charles S. Neer diseñó un implante para tratar fracturas de la cabeza humeral (Foruria et al., 2008). A partir de la segunda mitad del siglo XX se comenzaron a realizar diseños con mejoras en su funcionalidad. A pesar del tiempo transcurrido, el uso de este tipo de artroplastia no está tan extendido como el de las de cadera (Barlow et al., 2016; Cavas-Martínez et al., 2015; Oosting et al., 2016; Wu et al., 2016) o rodilla (Ferrara et al., 2016; Haaker, 2016; Tibesku, 2016), aunque existe evidencia de que es tan segura y duradera como éstas.

Durante las últimas décadas se han sucedido pasos importantes en el diseño de los componentes de la artroplastia parcial de hombro (Hopkins et al., 2006; Yang et al., 2013). El mayor conocimiento de la anatomía mediante estudios que aplican las últimas tecnologías digitales ha permitido resaltar las principales características morfológicas y la variabilidad entre individuos de las estructuras sustituidas (Serrano Reche et al., 2010), permitiendo la fabricación de implantes más anatómicos (Cisneros et al., 2016). La posibilidad de seleccionar la orientación y tamaño de los componentes cefálicos, los métodos de fijación de los vástagos, los diseños que prescinden de estos últimos y las prótesis con filosofías diferentes a la imitación de la anatomía normal ponen a disposición del cirujano de hombro una gran variedad

de opciones para las diferentes indicaciones de artroplastia parcial (Rodríguez-Piñero Durán et al., 2007).

Para realizar un análisis estructural del complejo prótesis-húmero es preciso obtener una geometría de la prótesis (Budge et al., 2013; Liem et al., 2007), así como las propiedades del material de la misma y del tipo de tejido óseo a analizar. Una vez que se posean todos estos datos se simularán gráficamente las cargas aplicadas al modelo obteniendo el comportamiento mecánico del mismo.

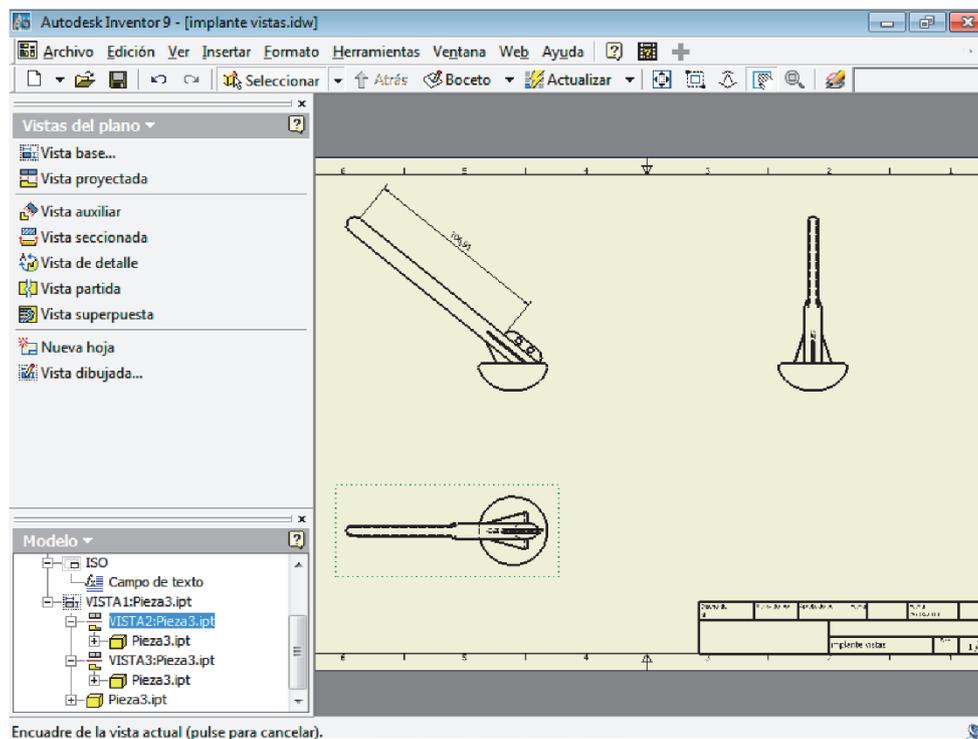
2. Metodología

Para el diseño tridimensional de la prótesis primeramente se procedió al diseño de un croquis de la misma utilizando las mediciones realizadas y asegurando un nivel de exactitud elevado para el diseño geométrico. Una vez realizado el diseño del modelo se realizó el análisis estructural del complejo prótesis-húmero para detectar posibles niveles de Osteointegración al aplicar diferentes niveles de cargas a la prótesis.

2.1 Modelado tridimensional del complejo prótesis-húmero

Para la realización del modelo prótesis-húmero se utilizó el software de diseño mecánico en 3D Autodesk Inventor, ya que ofrece las herramientas necesarias para el modelado de estructuras tridimensionales complejas. Con el objetivo de obtener un modelo con un elevado nivel de similitud se le realizaron las medidas pertinentes a una prótesis de hombro real utilizando como instrumentos de medición un Pie de Rey Universal con menor división de 0.1 mm, Pie de Rey de Exterior Interior con menor división de 0.05 mm y un Transportador de Ángulos. Una vez realizadas las medidas se procedió a realizar un croquis de la prótesis (Fig. 2) y posterior modelo tridimensional, obteniendo un modelo con un elevado grado de similitud con respecto al modelo original.

Figura 2. Diseño del croquis de la prótesis

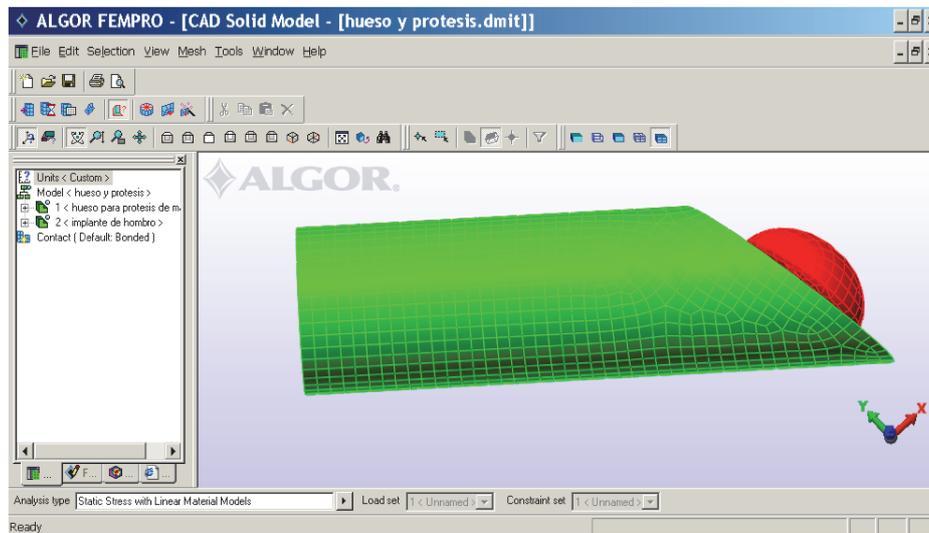


2.2 Análisis del modelo mediante Elementos Finitos

Para el análisis estructural mediante Elementos Finitos del modelo prótesis-húmero se utilizó el software ALGOR, ya que ofrece las aplicaciones necesarias para el análisis estructural tanto bajo condiciones de cargas estáticas, como bajo condiciones de cargas variables. Otro factor importante es su capacidad de importar de forma sencilla modelos realizados mediante software avanzado de dibujo y diseño, como es el caso de Autodesk Inventor.

Una vez importado el modelo generado en Autodesk, se le realizó el mallado a todo el complejo utilizando elementos tridimensionales tetraédricos de 10 nodos y se refinó el mallado en todo el complejo (Fig. 3).

Figura 3. Modelo con mallado y refinado



Se definieron todas las propiedades mecánicas del Titanio grado 5 y del hueso trabecular (Tabla 1) que conformaban el complejo prótesis-húmero. En el caso de la prótesis analizada, esta se encuentra conformada en su totalidad por una aleación de Titanio grado 5, conocido como Ti6Al4V, el cual posee un porcentaje del 6% de aluminio y un 4% de vanadio. Es la aleación de titanio más utilizada, sobre todo, en el campo de la aeronáutica, en el de la biomedicina o la estomatología. Tiene una resistencia a la tracción de 896 MPa, un módulo de elasticidad longitudinal de 112000 MPa, una ductilidad del 10%, una dureza de 33 HRB, una soldabilidad muy buena y una resistividad eléctrica de 1.67 ($\mu\Omega\text{m}$). Sus aplicaciones son donde se requiera alta resistencia mecánica.

En cuanto al hueso del complejo prótesis-húmero el análisis, se realizó basado en un hueso con un rango de densidad de 0.8 a 1.1 g/cm^3 , con un módulo de elasticidad longitudinal de 18000 MPa y un coeficiente de Poisson de 0.3 [25].

Tabla 1. Propiedades mecánicas del complejo prótesis-húmero

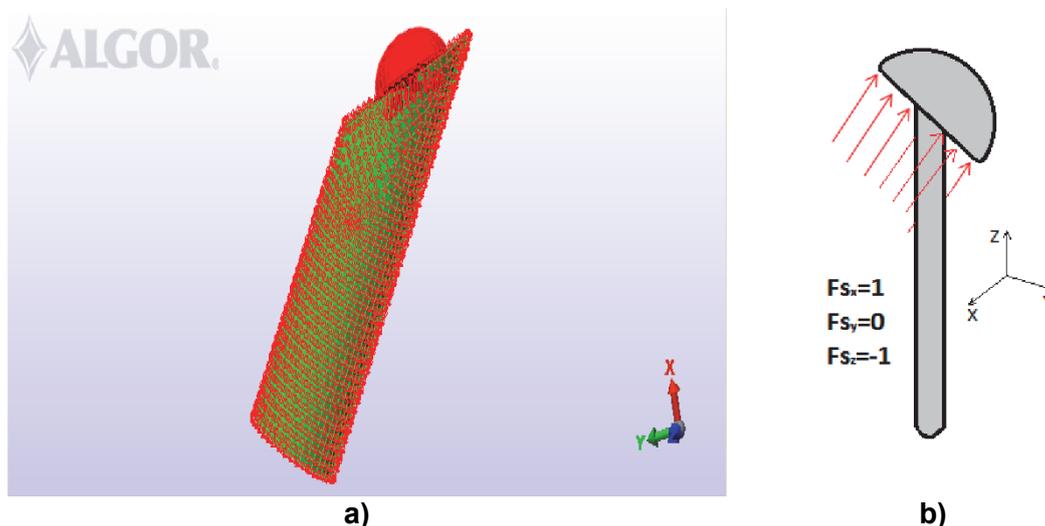
Propiedades	Prótesis (Ti6Al4V)	Húmero
Módulo de Young (MPa)	112000	18000
Coefficiente de Poisson	0.3	0.3

Condiciones de frontera

Para el caso del modelo del complejo prótesis-húmero se aplicaron restricciones flexibles en las dos superficies que simulaban al hueso. Estas restricciones se aplicaron en los ejes -X, -

Y y -Z con un valor de rigidez de 10 GPa. En la base del hueso se colocó una restricción rígida eliminando los 6 Grados de Libertad (Fig. 4a). Las cargas aplicadas en el modelo se colocaron en X y -Z (Fig. 4b).

Figura 4. a) Modelo con restricciones aplicadas, b) Esquema de cuerpo libre con dirección de las fuerzas



En la parte anterior de la cabeza humeral de la prótesis se aplicaron valores de fuerzas correspondientes a la posición estática del paciente realizando movimientos de abducción del brazo libre de pesos con ángulos de 0, 30, 60 y 90 grados. La dirección de las fuerzas se definió teniendo en cuenta la influencia de los músculos Supraespinoso, Infraespinoso y Subescapular pertenecientes al Manguito Rotador, teniendo todas las fuerzas la misma dirección. Los valores de fuerzas aplicados fueron tomados de Baumgartner et al. (2009), teniendo en cuenta cuatro distintas condiciones del Manguito Rotador: ejerciendo el 100% de su capacidad máxima de fuerza (S100), con el músculo supraespinoso ejerciendo el 50% de la capacidad máxima de fuerza (S50), con el músculo supraespinoso ejerciendo el 0% de la capacidad máxima de fuerza (S00) y con el músculo supraespinoso e infraespinoso ejerciendo ambos el 0% de la capacidad de su fuerza (SINF00) (Tabla 2) (Suárez et al., 2009).

Tabla 2. Cargas que actúan sobre el complejo prótesis-húmero (Suárez et al., 2009)

Condiciones del manguito rotador	Fuerza de reacción en la articulación glenohumeral [N]			
	Ángulo del movimiento de abducción			
	0°	30°	60°	90°
S100	93	233	359	427
S50	92	234	364	441
S00	92	234	363	441
SINF00	114	249	344	427

3. Resultados

A continuación, se muestran las evidencias e interpretación de los resultados alcanzados durante el análisis estructural del complejo prótesis-húmero a través del software ALGOR. Se realizaron simulaciones aplicándole al complejo cuatro diferentes niveles de cargas de manera que se pudieran representar las fuerzas que ejercen los músculos del manguito rotador sobre la articulación glenohumeral en diferentes ángulos del movimiento de abducción.

3.1 Análisis de los Esfuerzos Equivalentes

Para los análisis de esfuerzos equivalentes mediante el criterio de Von Mises se tienen en cuenta todas las combinaciones de cargas actuantes sobre un cuerpo, obteniéndose los puntos con más tendencias a deformarse permanentemente en el material analizado. El criterio de Von Mises nos brinda la posibilidad de valorar un buen diseño dado que permite determinar si los esfuerzos que se producen en el componente son permisibles.

Para la realización de los cálculos de esfuerzos se tomaron en cuenta las fuerzas en la articulación glenohumeral con cuatro diferentes condiciones del manguito rotador y cuatro diferentes ángulos en el movimiento de abducción. Las condiciones del manguito rotador son las siguientes:

- Ejerciendo el 100% de su capacidad máxima de fuerza.
- Con el músculo supraespinoso ejerciendo el 50% de la capacidad máxima de fuerza.
- Con el músculo supraespinoso ejerciendo el 0% de la capacidad máxima de fuerza.
- Con el músculo supraespinoso e infraespinoso ejerciendo ambos el 0% de la capacidad de su fuerza.

Después de consideradas todas estas condiciones se centró el cálculo de los esfuerzos en la segunda condición del manguito rotador antes mencionada, es decir, con el músculo supraespinoso ejerciendo el 50% de la capacidad máxima de fuerza, evaluándolo para ángulos de 0, 30, 60 y 90 grados durante el movimiento de abducción.

3.2 Cálculo de esfuerzos

Las fuerzas aplicadas para el cálculo de esfuerzo se relacionan estrechamente con los ángulos tomados en cuenta para el movimiento de abducción (ver Tabla 3).

Tabla 3. Esfuerzos de Von Mises ante diferentes cargas con el músculo supraespinoso ejerciendo el 50% de la capacidad máxima de fuerza

Ángulos	Fuerzas (N)	Esfuerzos (MPa)	
		Prótesis	Húmero
0°	92	11.13	4.67
30°	234	28.33	11.87
60°	364	44.07	18.47
90°	441	53.39	22.38

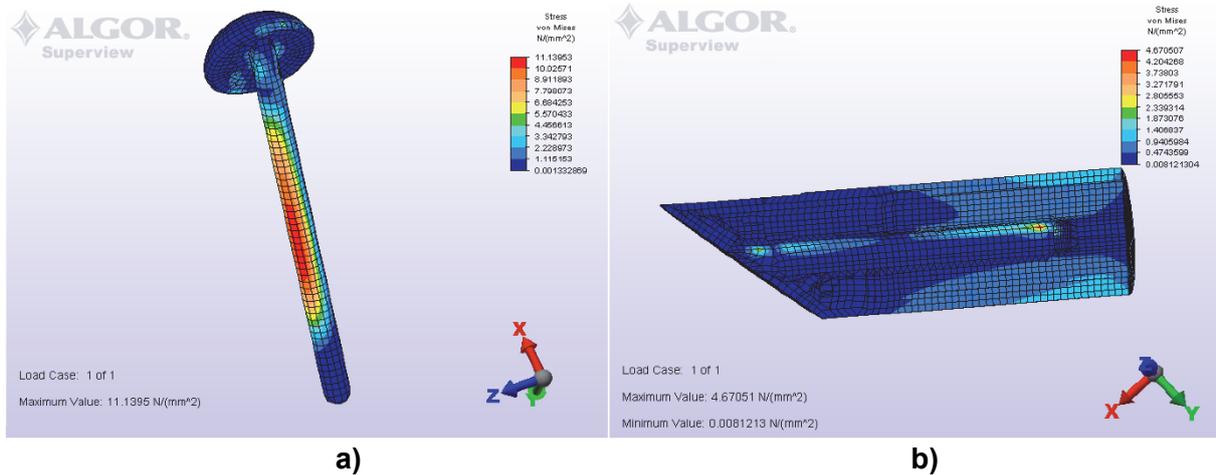
En las figuras que se muestran a continuación se muestran los niveles de esfuerzos al aplicarle las fuerzas.

- **Caso 1: Ángulo de abducción a 0°**

En la figura 5a se observa que los mayores valores de esfuerzos en la prótesis se acumulan en el vástago y en la zona anterior de la cabeza humeral de la prótesis,

alcanzando un valor máximo de 11.13 MPa. Este valor se encuentra muy por debajo del límite elástico del material (ver Tabla 1), por lo que no existe peligro de fractura. En la figura 5b se pueden observar los mayores esfuerzos en el húmero, siendo de interés los encontrados en la zona donde se inserta la prótesis.

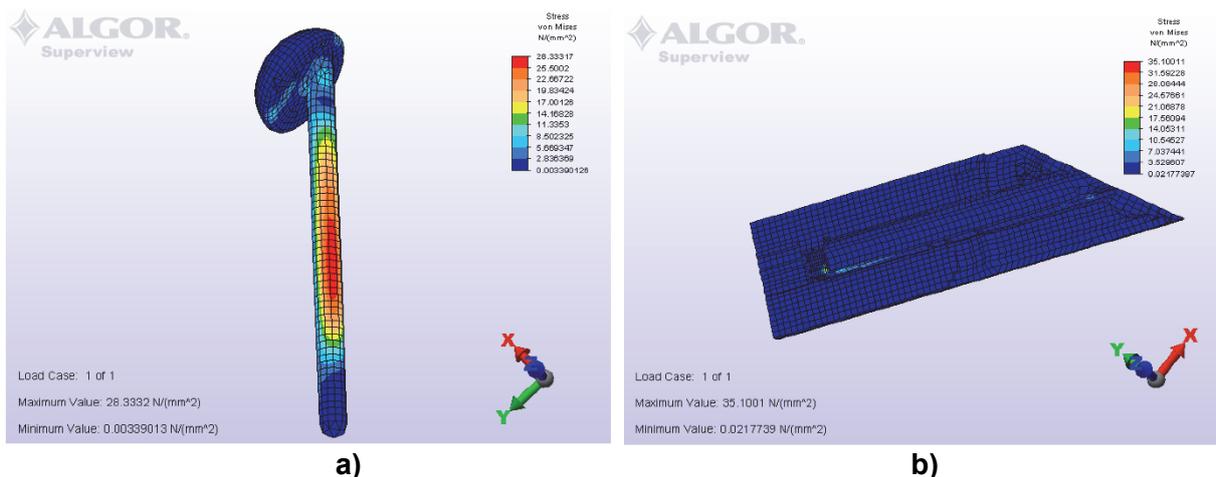
Figura 5. Esfuerzos de Von Mises para 92 N en: a) la prótesis, b) el húmero



- **Caso 2: Ángulo de abducción a 30°**

Los mayores esfuerzos en la prótesis al aplicarle una carga de 234 N se van a observar a lo largo del vástago con algunos valores apreciables en la cabeza humeral, sobre todo en la parte anterior de la misma (Fig. 6a). Estos esfuerzos alcanzan un valor máximo de 28.33 MPa, muy por debajo del límite elástico del material. La figura 6b muestra los esfuerzos máximos del húmero al aplicarle una carga de 234 N, donde los mayores esfuerzos se encuentran en la zona de apoyo de la prótesis en el hueso.

Figura 6. Esfuerzos de Von Mises para 234 N en: a) la prótesis, b) el húmero

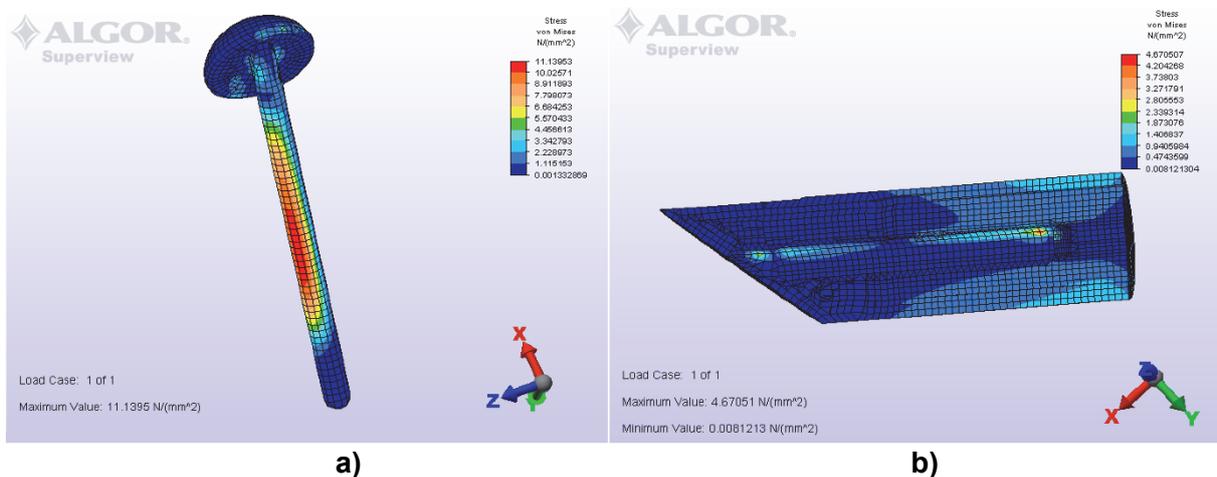


- **Caso 3: Ángulo de abducción a 60°**

Al observar la figura 7a se puede apreciar que la concentración de los esfuerzos máximos va a estar distribuida por todo el vástago de la prótesis y en la parte anterior de la cabeza humeral. El valor máximo de esfuerzo será de 44.07 MPa, manteniéndose muy por debajo

del límite elástico del material de la prótesis. Al aplicarle la carga de 364 N, los esfuerzos máximos a tomar en cuenta se van a manifestar en toda la zona donde va insertada la prótesis con un valor máximo de 18.47 MPa.

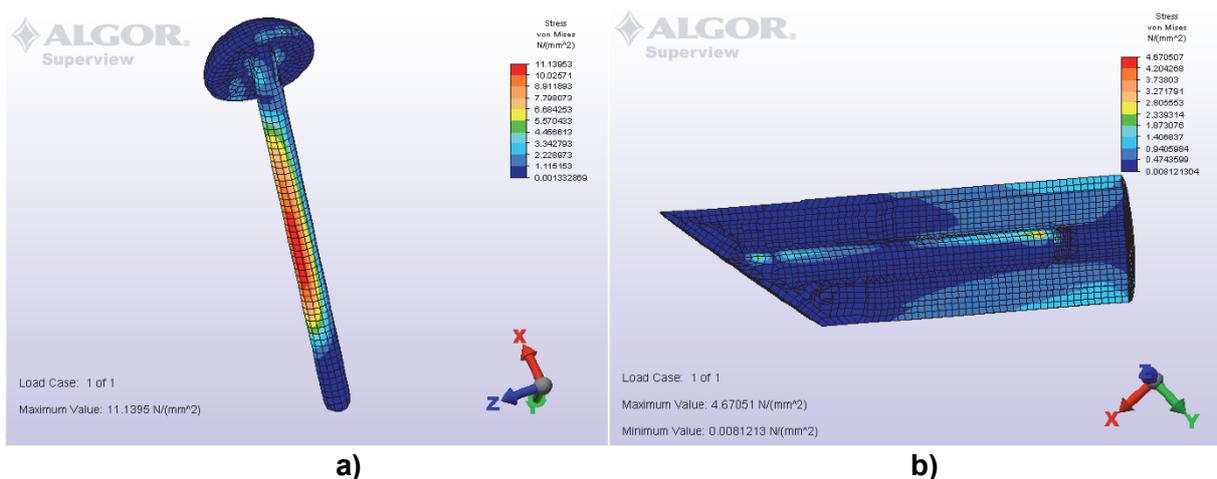
Figura 7. Esfuerzos de Von Mises para 364 N en: a) la prótesis, b) el húmero



- **Caso 4: Ángulo de abducción a 90°**

En el caso de la carga de 441 N aplicada a la prótesis, los esfuerzos máximos seguirán encontrándose a lo largo del vástago y en la parte anterior de la cabeza humeral (Fig. 8a), con un valor de 53.39 MPa, que sigue siendo mucho menor que el límite elástico del material de la prótesis. Los máximos esfuerzos en el húmero al aplicarle una carga de 441 N seguirán estando en la zona donde se encuentra insertada la prótesis (Figura 37), y su valor será de 22.38 MPa.

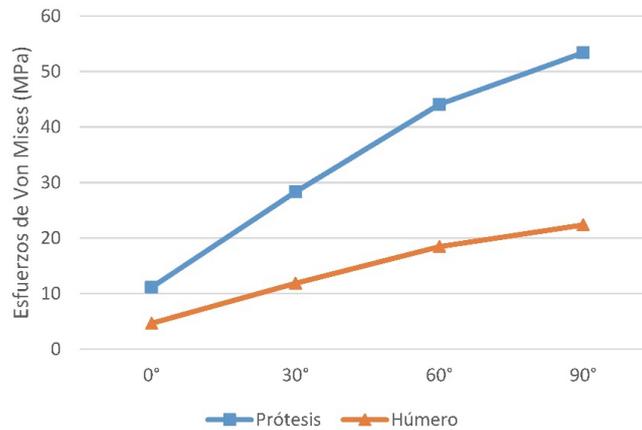
Figura 8. Esfuerzos de Von Mises para 441 N en: a) la prótesis, b) el húmero



3.3 Discusión de resultados

Como se puede observar de la Figura 9, los resultados de esfuerzos de Von Mises fueron aumentando a medida que se iba aplicando una carga mayor para cada caso.

Figura 9. Esfuerzos obtenidos en cada caso



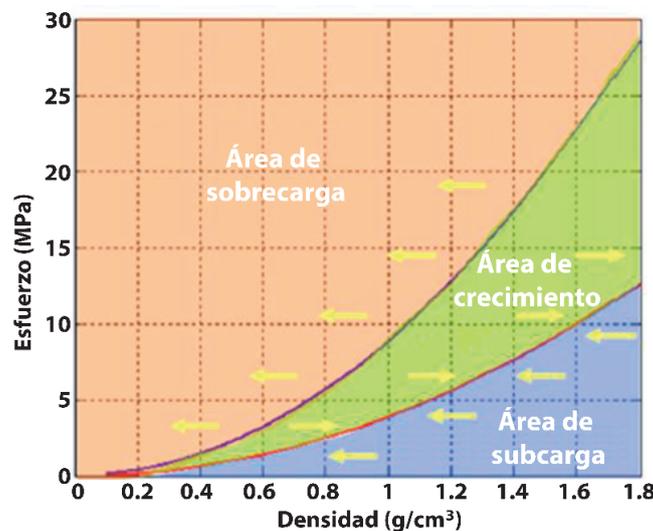
Con respecto a los esfuerzos obtenidos en la prótesis de hombro para cada caso, ninguno se acercó al límite elástico del material de la prótesis, por lo que la posibilidad de ocurrencia de fractura nunca existió, garantizando la utilización de la misma sin peligro de afectaciones en ninguno de los casos.

Al analizar los esfuerzos obtenidos en el húmero se observa que los mayores valores están dados al elevar el brazo a 90° en el movimiento de abducción, encontrándose estos valores en la zona próxima a la cabeza humeral de la prótesis al insertarla en el hueso.

3.4 Análisis de osteointegración

La carga mecánica aplicada y la densidad aparente caracterizan las propiedades mecánicas del hueso. La relación existente entre los esfuerzos equivalentes y la densidad aparente del tejido óseo influyen directamente en la remodelación del hueso al ocurrir una fractura o realizarse la sustitución de una articulación por una prótesis (Fig. 10).

Figura 10. Esfuerzo V/S Densidad



Varios estudios fijan una densidad aparente del hueso del húmero entre 0,8 y 1,1 g/cm³ (Pokines y Symes, 2013). Analizando la figura 10 se puede extraer que los valores de esfuerzos equivalentes que favorecen la osteointegración del húmero se encuentran entre 2,5 y 8 MPa. A continuación, se analiza el grado de osteointegración para cada uno de los casos de estudio:

- **Caso 1: Ángulo de 0° y carga de 92 N**

En la figura 11 se pueden apreciar valores de esfuerzos equivalentes de 2.5 a 8 MPa en la zona de apoyo de la prótesis al ser insertada en el hueso, y en la parte próxima a la cabeza humeral de la prótesis, por lo que se puede decir que estas áreas favorecen la osteointegración.

Figura 11. Rango de esfuerzos de 2.5 a 8 MPa en el húmero con una carga de 92 N



- **Caso 2: Ángulo de 30° y carga de 234 N**

En la figura 12 se observa que las áreas donde se ve favorecida la osteointegración son la zona próxima a la cabeza humeral de la prótesis al insertarla, y en varias zonas donde va a estar insertado el vástago de la prótesis.

Figura 12. Rango de esfuerzos de 2.5 a 8 MPa en el húmero con una carga de 234 N



- **Caso 3: Ángulo de 60° y carga de 364 N**

La figura 13 muestra que en la zona próxima a la cabeza humeral de la prótesis y la zona donde esta insertado el vástago de la prótesis, incluyendo la zona de apoyo de la misma, existen valores de esfuerzos equivalentes que favorecen la osteointegración.

Figura 13. Rango de esfuerzos de 2.5 a 8 MPa en el húmero con una carga de 364 N



- **Caso 4: Ángulo de 90° y carga de 441 N**

La figura 14 muestra que en toda la zona donde va insertada la prótesis en el hueso se ve favorecida la osteointegración.

Figura 14. Rango de esfuerzos de 2.5 a 8 MPa en el húmero con una carga de 441 N



Al analizar los casos estudiados se puede concluir que a medida que aumentan los valores de carga, la prótesis transmitirá mayor cantidad de esfuerzos al húmero, lo que aumentará las probabilidades de osteointegración en el hueso.

4. Conclusiones

El estudio realizado en este trabajo tiene un gran impacto social, ya que sus resultados permitirán comprobar la eficiencia de la artroplastia de hombro como método para tratar lesiones en la articulación del hombro.

Los resultados del trabajo han sido satisfactorios, ya que se pudieron determinar las zonas del húmero en las cuales la osteointegración del hueso se verá favorecida, permitiendo comprobar que las prótesis de hombro poseen el mismo nivel de confiabilidad que las demás. Mediante el modelo de Elementos Finitos también se pueden valorar otros parámetros, como las deformaciones en el material de la prótesis, lo que favorecerá el estudio del comportamiento material de la misma optimizando la metodología para el diseño en futuros trabajos.

Los resultados del trabajo permitirán reducir el número de incidencias y complicaciones postoperatorias, pudiéndose analizar el comportamiento del hueso una vez insertada la prótesis previamente a la cirugía.

5. Referencias

- Barlow, B.T., Boles, J.W., Lee, Y.Y., Ortiz, P.A., & Westrich, G.H. (2016). Short-Term Outcomes and Complications After Rejuvenate Modular Total Hip Arthroplasty Revision. *J. Arthroplast.*, 31, 857-862.
- Baumgartner, D., Lorenzetti, S.R., Mathys, R., Gasser, B., & Stussi, E. (2009). Refixation stability in shoulder hemiarthroplasty in case of four-part proximal humeral fracture. *Medical & biological engineering & computing*, 47, 515-522.
- Budge, M.D., Kurdziel, M.D., Baker, K.C., & Wiater, J.M. (2013). A biomechanical analysis of initial fixation options for porous-tantalum-backed glenoid components. *J. Shoulder Elbow Surg.*, 22, 709-715.
- Cavas-Martínez, F., Cañavate, F.J.F., Nieto, J., & Fernández-Pacheco, D.G. (2015). Diseño geométrico y simulación de funcionalidad de una prótesis de cadera en el sistema musculoesquelético del cuerpo humano. En *19th International Congress on Project Management and Engineering (AEIPRO 2015)* (pp. 1061-1070). Granada, España: Asociación Española de Dirección e Ingeniería de Proyectos.
- Cisneros, L.G.N., Atoun, E., Abraham, R., Tsvieli, O., Bruguera, J., & Levy, O. (2016). Revision shoulder arthroplasty: does the stem really matter? *J. Shoulder Elbow Surg.*, 25, 747-755.
- Ferrara, F., Cipriani, A., Rapisarda, S., Iacobucci, M., Magarelli, N., Leone, A., & Bonomo, L. (2016). Assessment of implant position after total knee arthroplasty by dual-energy computed tomography. *Acta radiologica (Stockholm, Sweden : 1987)*, 57, 612-619.
- Foruria, A.M., Antuña, S., & Rodríguez-Merchán, E.C. (2008). Prótesis parcial de hombro: revisión de conceptos básicos. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 52, 392-402.
- Haaker, R. (2016). Evolution of total knee arthroplasty. From robotics and navigation to patient-specific instruments. *Orthopade*, 45, 280-+.
- Hopkins, A.R., Hansen, U.N., Amis, A.A., Taylor, M., Gronau, N., & Anglin, C. (2006). Finite element modelling of glenohumeral kinematics following total shoulder arthroplasty. *Journal of biomechanics*, 39, 2476-2483.
- Liem, D., Marquardt, B., Witt, K.A., & Steinbeck, J. (2007). Shoulder arthroplasty - biomechanics and design. *Orthopade*, 36, 1027-+.

- Oosting, E., Hoogeboom, T.J., Appelman-de Vries, S.A., Swets, A., Dronkers, J.J., & van Meeteren, N.L.U. (2016). Preoperative prediction of inpatient recovery of function after total hip arthroplasty using performance-based tests: a prospective cohort study. *Disabil. Rehabil.*, *38*, 1243-1249.
- Pokines, J., & Symes, S.A. (2013). *Manual of Forensic Taphonomy*. CRC Press.
- Rodríguez-Piñero Durán, M., Rodríguez-Burgos, C., Cárdenas-Clemente, J., & Echevarría-Ruiz de Vargas, C. (2007). Artroplastia de hombro. *Rehabilitación*, *41*, 248-257.
- Serrano Reche, M.A., Chumillas Luján, M.S., Navarro Collado, M.J., Moreno Barragán, D.A., & Morales Suárez-Varela, M. (2010). Valoración funcional y calidad de vida en pacientes con prótesis de hombro. *Rehabilitación*, *44*, 250-255.
- Suárez, D.R., Valstar, E.R., van der Linden, J.C., van Keulen, F., & Rozing, P.M. (2009). Effect of rotator cuff dysfunction on the initial mechanical stability of cementless glenoid components. *Medical & biological engineering & computing*, *47*, 507-514.
- Tibesku, C.O. (2016). Total knee arthroplasty with the use of patient specific instruments. The VISIONAIRE system. *Orthopade*, *45*, 286-293.
- Wu, X., He, B.X., & Tan, Y.J. (2016). Progress on classification and application of artificial hip joint materials. *Zhongguo gu shang = China journal of orthopaedics and traumatology*, *29*, 283-288.
- Yang, C.C., Lu, C.L., Wu, C.H., Wu, J.J., Huang, T.L., Chen, R., & Yeh, M.K. (2013). Stress analysis of glenoid component in design of reverse shoulder prosthesis using finite element method. *Journal of shoulder and elbow surgery / American Shoulder and Elbow Surgeons ... [et al.]*, *22*, 932-939.