

PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN 2020

MEMORIA DEL PROYECTO Nº 23

1. Datos del proyecto

Título: **Simulación biomecánica de la articulación del hombro para el estudio de sistemas protésicos**

Investigador responsable: **Jorge Rocés García**

Teléfono: **661557811**

E-mail: **rocesjorge@uniovi.es**

Otros investigadores: **Javier Pena Vázquez**

Empresas o instituciones colaboradoras: **MBA Incorporado**

2. Memoria descriptiva del proyecto

2.1 Resumen ejecutivo

Objetivo: Evaluación de la influencia de las tensiones residuales en la colocación de una prótesis de hombro para determinar la probabilidad de reabsorción del hueso mediante la creación y simulación de modelos de elementos finitos.

Materiales y métodos: Se generaron modelos de las articulaciones del hombro de pacientes de interés a los cuales se les realizó una intervención quirúrgica en un entorno de CAD 3D (Spaceclaim) en la que se posicionó la prótesis de acuerdo a las indicaciones de un traumatólogo experto. Una vez terminada la operación, se realizaron análisis de elementos finitos de cada modelo y por último se interpretaron los resultados de los mismos.

Resultados: Los resultados en el primer paciente indican una clara relación entre la fuerza ejercida en las suturas y las tensiones que soportan las fracturas del hueso.

Conclusiones: Se han sacado las siguientes conclusiones del estudio. La primera es la dificultad para generar modelos utilizables con las imágenes postoperatorias, la segunda gran conclusión es que en el caso de que la técnica quirúrgica incluyese algún dispositivo capaz de regular la fuerza, se podría llegar a calcular la posibilidad de reabsorción de cada parte del hueso.

2.2 Objetivos iniciales del proyecto y grado de consecución

El objetivo principal de este proyecto era la creación de modelos de la articulación del hombro que permitan la simulación por elementos finitos y la determinación de las tensiones internas y la estabilidad de la articulación, comparando distintos diseños de prótesis. Además, se esperaba poder recomendar el posicionamiento adecuado de los elementos protésicos o nuevas técnicas quirúrgicas.

Estos objetivos iniciales se han modificado durante el proyecto, en las reuniones mantenidas entre los investigadores y la empresa que apoya el proyecto. Se ha centrado el estudio en la prótesis invertida TITAN, en dos casos con pacientes reales, para determinar la influencia de las suturas en la posible reabsorción de las tuberosidades desprendidas en fracturas de la cabeza del húmero. Otro objetivo es la redacción de un artículo para su posterior publicación en una revista científica. En el artículo se mencionará la ayuda recibida por el IUTA y en ese artículo se detallarán los resultados de esta investigación.

2.3 Tareas realizadas

Las tareas se han realizado en el siguiente orden y durante las fechas indicadas.

Fase 1 · Documentación – JULIO 2020

Lectura de artículos relacionados para el aprendizaje de los términos propios del campo de investigación, aprendizaje del uso de los programas que se utilizarán en el futuro y generación de base bibliográfica.

Fase 2 · Generación de los modelos – AGOSTO / OCTUBRE 2020

Generación de los modelos óseos del húmero a partir de las tomografías, generación de los modelos de la prótesis (ingeniería inversa) y simulación de las operaciones quirúrgicas en un entorno de CAD.

Fase 3 · Simulación FE – OCTUBRE / DICIEMBRE 2020

Determinación de las condiciones de contorno y simulación de los modelos.

Fase 4 · Análisis de resultados – DICIEMBRE 2020

Tratamiento y análisis de los datos.

Fase 5 · Redacción de documentación – AGOSTO / DICIEMBRE 2020

Redacción de la memoria del proyecto y artículo científico para su posterior envío a revistas de temática similar.

2.4 Resultados obtenidos

En este apartado se establecerán los antecedentes del estudio generado en el presente proyecto, la metodología seguida, los resultados obtenidos y las conclusiones generales.

Antecedentes

El reemplazo de la articulación del hombro por una prótesis, operación denominada artroplastia del hombro es una forma cada vez más usual de solucionar problemas con los movimientos del hombro causados por grandes fracturas o por artritis¹. Una de las prótesis más utilizadas y con mayor proyección⁵ es la prótesis invertida^{7,8}, en la que la glena se sustituye por una pieza esférica y en la cabeza del húmero se coloca un injerto⁴.

Shoulder Arthroplasty

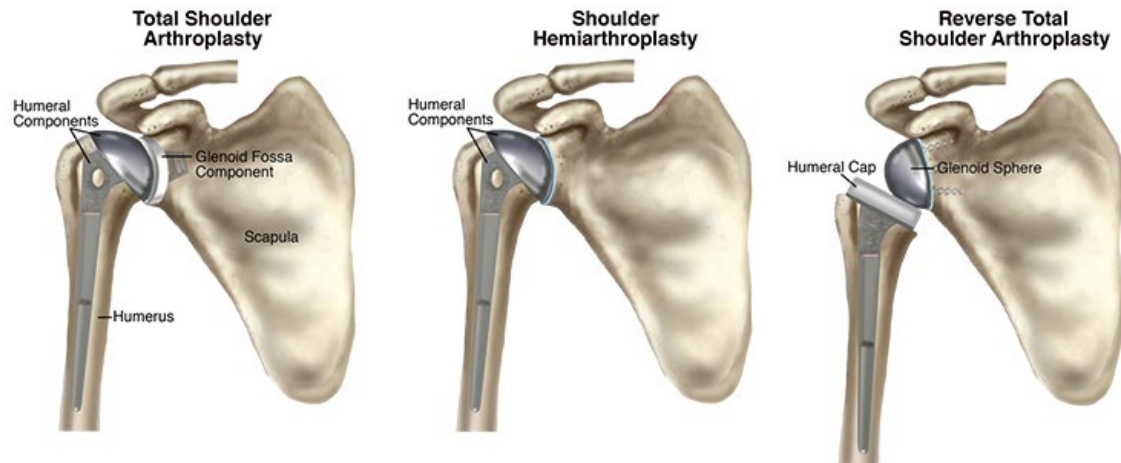


Ilustración 1 - Tipos de artroplastias del hombro

Fuente: <https://www.choosept.com>

En el hueso del brazo pueden ocurrir diversos tipos de fracturas, aunque las más frecuentes son en la zona proximal del húmero ya que representan entre el 4-5% de todas las fracturas, en la cuales no es raro que se produzcan daños en los vasos sanguíneos que irrigan la cabeza del húmero. Además de este tipo de fracturas, no son despreciables las fracturas de la diáfisis o zona distal del húmero, ya que en las fracturas diafisarias puede presentarse lesiones en el nervio radial. El mecanismo principal del traumatismo es el indirecto por caída apoyándose con la mano o el codo, con el hombro en posición de abducción. La fuerza de impacto origina que el húmero impacte con el acromion y se produzca la fractura. Las fracturas del extremo proximal del húmero se producen en tres trazos principales pudiéndose dar aislados o combinados produciendo fracturas en 2, 3 o 4 fragmentos.



Ilustración 2 - Fractura en cuatro fragmentos (troquíter, troquín, epífisis y diáfisis)

Materiales y métodos

Para realizar este estudio se han utilizado series tomográficas del hombro de dos pacientes del Hospital Universitario Central de Asturias (HUCA), cedidas por el Doctor Javier Pena (investigador colaborador de este proyecto). En la Ilustración 3 se pueden observar las fases del flujo de trabajo del proyecto, que se describirán a continuación.

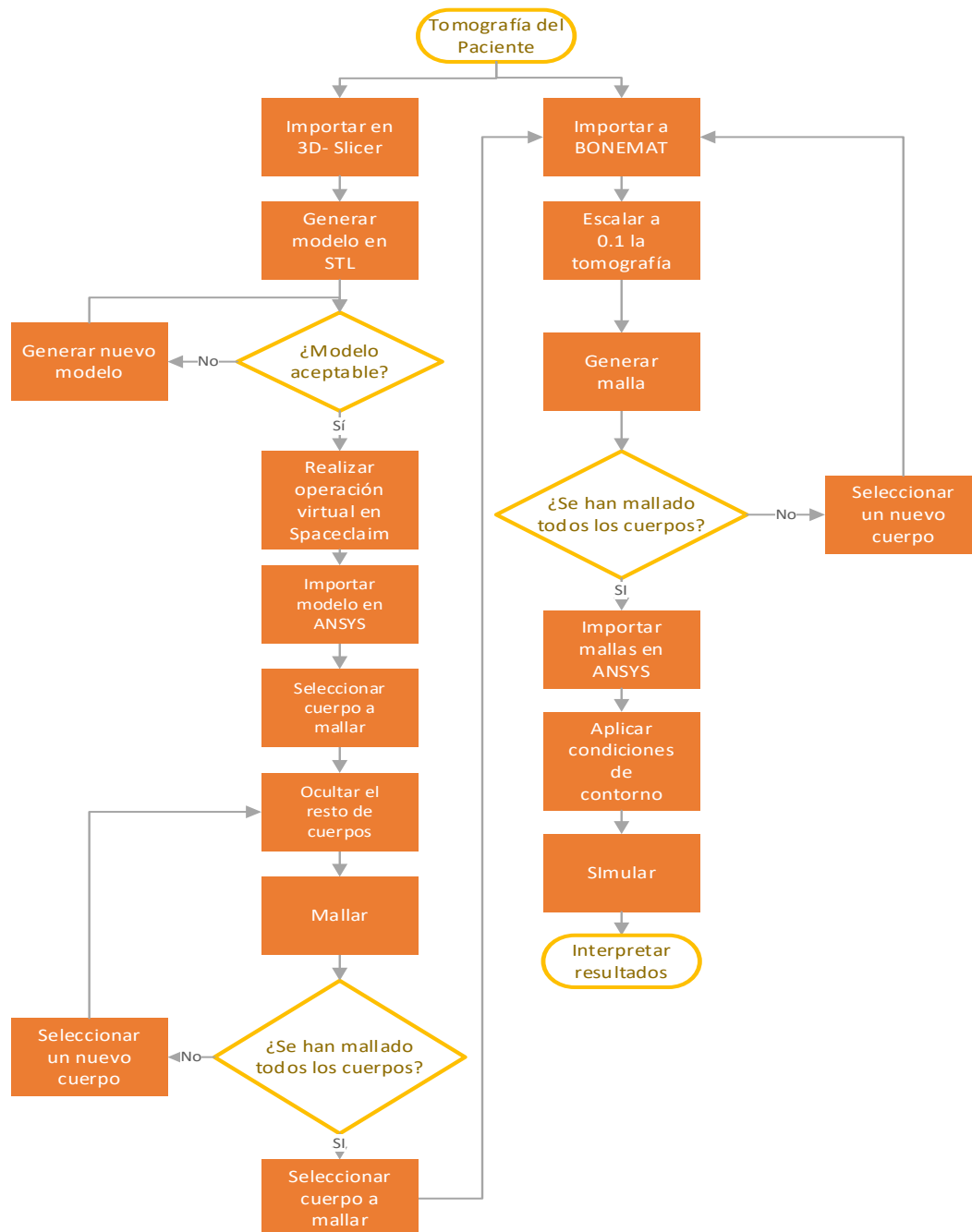


Ilustración 3 - Diagrama de flujo del proyecto

Con el objetivo de describir el proceso, se empleará la información de uno de los dos pacientes del estudio. Las tomografías de partida se han importado en el software libre 3D Slicer® con el que se generan modelos de superficies 3D. Desde este programa se obtiene un modelo por cada paciente. Se genera modelos de los huesos de la clavícula y de la escápula que se encuentran intactos y que sirven de guía para la intervención quirúrgica virtual. Además, puesto que cada paciente sufre una fractura distinta del húmero, se modela la zona con el máximo detalle para que dicha intervención sea lo más fiable posible (Ilustración 4).

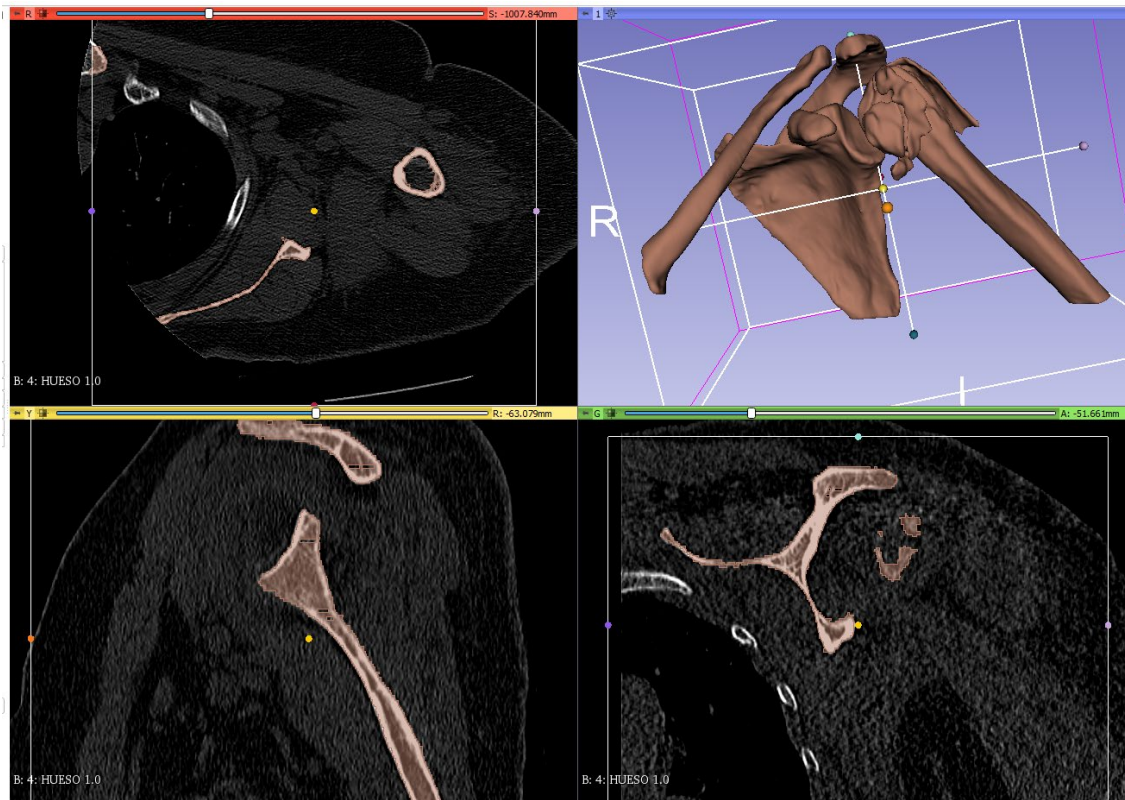


Ilustración 4 - Captura de pantalla del modelo de 3D-Slicer

El modelo de superficies de 3D-Slicer, se exporta en un formato adecuado al software de edición en 3D (Spaceclaim de Ansys®) con el que se retoca el modelo para reducir su tamaño y complejidad y eliminar las partes que no son necesarias. Dentro del entorno de Spaceclaim, se modifica el tamaño de los triángulos que definen los cuerpos, se eliminan los salientes afilados y se convierte el modelo en un sólido 3D para poder trabajar en las siguientes fases del trabajo.

Por otro lado, ha sido necesario modelar la prótesis mediante el software Autodesk Inventor®. Estos modelos se han realizado partiendo de prótesis reales (Modelo TITAN de la compañía Integra®), cedidas por la empresa MBA. A partir de las mediciones tomadas sobre dichas prótesis y de escaneos láser se han generado las geometrías correspondientes a los cinco componentes del conjunto: vástago, cabeza invertida, injerto, glenosfera y tornillo de sujeción (Ilustración 5).

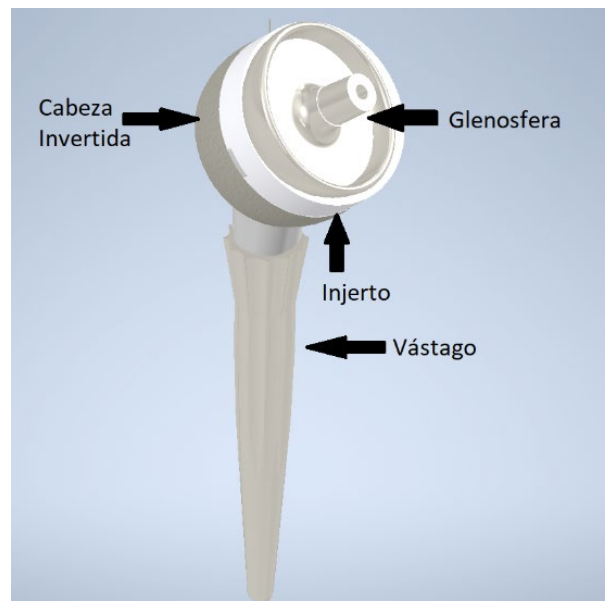


Ilustración 5 - Modelo de la prótesis con todas las partes.

El siguiente paso consiste en la realización de la intervención quirúrgica virtual, en la que se posiciona la prótesis de hombro en el interior del húmero, se colocan los fragmentos de las tuberosidades y se rodea el conjunto con una sutura, siguiendo las instrucciones de la técnica que se utiliza en el quirófano. Los nuevos modelos han sido revisados por el Doctor Javier Pena.

A partir de estos nuevos modelos, se crearon dos nuevos modelos del mismo paciente, uno en el que la sutura rodea todo el exterior de la diáfisis abrazando los fragmentos de huesos (Ilustración 6) y un segundo modelo en el que las suturas solo abrazan cada uno de los fragmentos de hueso y las inserciones que se encuentran en esa zona.

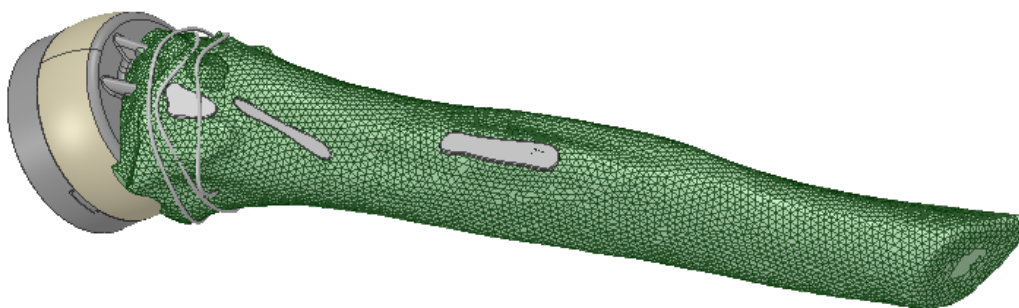


Ilustración 6 - Modelo del hombro operado.

A continuación, se generan las mallas con la asignación de propiedades mecánicas óseas en cada nodo utilizando los programas ANSYS® y Bonemat®. Estas mallas y propiedades permitirán realizar los cálculos de elementos finitos. Para optimizar el mallado en este estudio se han seguido las recomendaciones de trabajos de investigación anteriores^{2 6}. Así, se han modificado los siguientes parámetros que definen cada malla:

- Referencia física: **Mecánica**, mecánica no lineal, electromagnética y explícita.
- Orden de elemento: **Lineal** y cuadrática

- Tamaño del elemento: **2 mm**
- Suavizado: **Medio**
- Transición: **Lenta**
- Objetivo de calidad: **Automático (0.05)**, 0.1, 0.5, 0.75, 0.9
- Inflación automática: **desactivado**, espesor total, espesor de la primera capa, transición suave, primer aspect ratio, último aspect ratio.
- Opciones de inflación: **Smooth Transition** (se aplica el tamaño máximo del facetado)
- Dimensionado: crecimiento adaptativo: activado / **desactivado**
- Tasa de crecimiento: 1, 1.1, **predeterminado (1.2)**, 1.5
- Defeature size: menor que el facetado, **igual que el facetado**, mayor que el facetado.

En el trabajo con las mallas se han utilizado dos de los módulos que ANSYS tiene incorporados. Primero se ha utilizado el módulo *Mesh*, de Workbench, con el cual podemos generar la malla de los huesos y de los componentes de la prótesis y en el que aplicaremos la configuración detallada anteriormente. Esa malla se importará al módulo de *Mechanical APDL* con el que se exportarán los archivos .cbd, necesarios para el trabajo con BONEMAT.

Las propiedades de los huesos se obtienen de las imágenes de las tomografías. Para ello se deberán introducir el hueso y las imágenes en el software *BONEMAT®* con el que se asignará a cada nodo las propiedades del hueso que se encuentra en esa misma posición.

Para determinar la resistencia mecánica se utilizan la densidad del hueso, calculada a partir del nivel de brillo y el módulo elástico que se calcula a partir de la densidad del hueso.

Todas las mallas deberán pasar por BONEMAT, aunque luego se les asigne un material diferente debido a que, en el proceso de importación, las dimensiones de las mallas se multiplican por diez en todas las direcciones, por lo que, para evitar generar una prótesis o un hueso de un metro de largo, se deberá disminuir el tamaño de la malla en un factor de diez en cada dirección. Por último, para cada fractura de hueso, se deberá introducir un nuevo set de imágenes, ya que, todas las fracturas se han movido para confeccionar el hueso y por ello la imagen se debe mover al lugar en el que se encuentra ese fragmento en el espacio.

Una vez se importan las mallas y las imágenes necesarias para obtener las propiedades, se procederá a generar la nueva malla.

Para determinar las condiciones de contorno necesarias para la simulación de elementos finitos se ha utilizado el software libre *OpenSim*, junto con un modelo del tronco superior con el que se han estimado las fuerzas a las que se encuentra sometido el húmero y la glenófera, en una postura en reposo. De esta manera, en el soporte de la glenófera se ha situado una carga de 500N normal a la superficie semiesférica. El resto de las cargas se han situado en las inserciones de los músculos que intervienen en mayor medida en la posición simulada. Estas cargas son 250N en la inserción del deltoides, 150N en la inserción del pectoral mayor y 100N en las inserciones de los músculos que conforman el manguito de los rotadores. Todas estas cargas se han situado en las inserciones de los músculos correspondientes, que se han modelado sobre la superficie del hueso, y presentan una orientación que sigue la dirección del tendón correspondiente.

En cuanto a las suturas, éstas se han dividido por dos planos perpendiculares al plano que contiene las suturas y a su vez perpendiculares entre ellos, de esa forma se pueden simular unas fuerzas que variarán entre 5 y 40 N para comprobar la influencia de la presión de la sutura en las tensiones de los fragmentos.

En esta ilustración se puede observar que se han introducido una serie de fuerzas en el interior de la prótesis. Esas uniones son una aproximación de la fuerza que ejercerían las suturas sobre el hueso. Se han modelado de forma que su módulo sean 25N y que apunten hacia el interior de la circunferencia que se forma al rodear la prótesis

Resultados

Una vez realizadas todas las simulaciones con la variación de las cargas en las suturas, se realizó un programa en C++ con el que hacer un procesamiento básico de los datos. En este programa se introducen los archivos .csv generados desde ANSYS® y con ellos se realizan las medias de las tensiones de los fragmentos para conocer si existe una tendencia con la variación de la fuerza en la zona de la sutura. Con los datos de las medias de los fragmentos, se procede a realizar una regresión lineal para comprobar si existe algún tipo de relación.

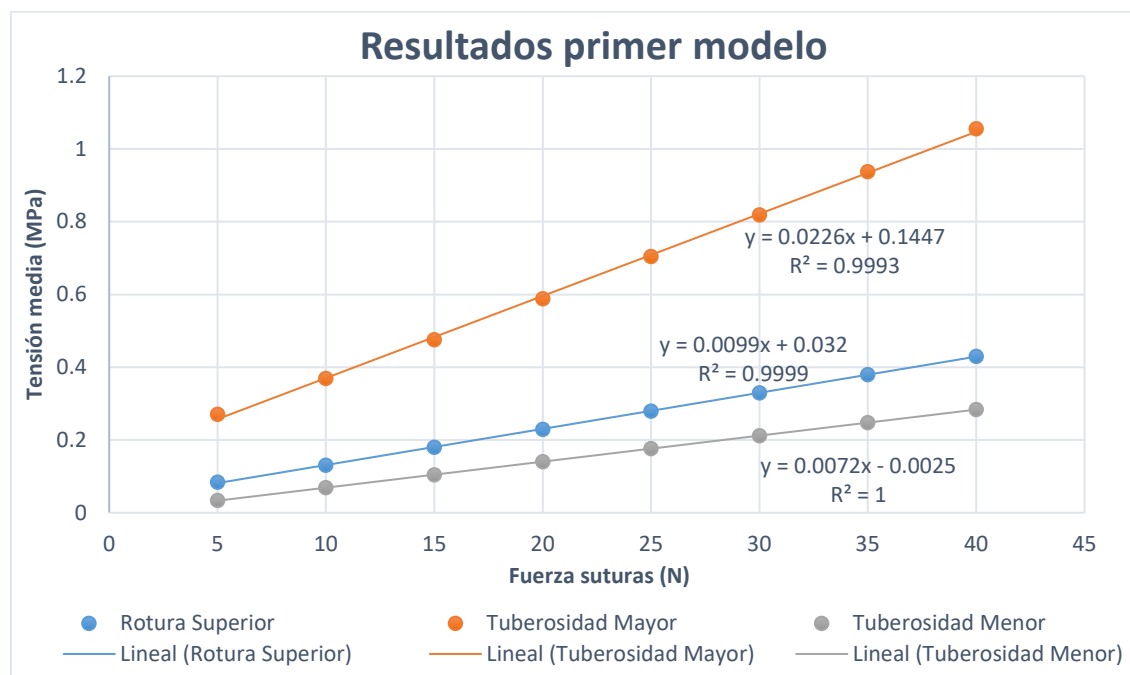


Ilustración 7 - Resultados de las medias por fragmento en el primer modelo.

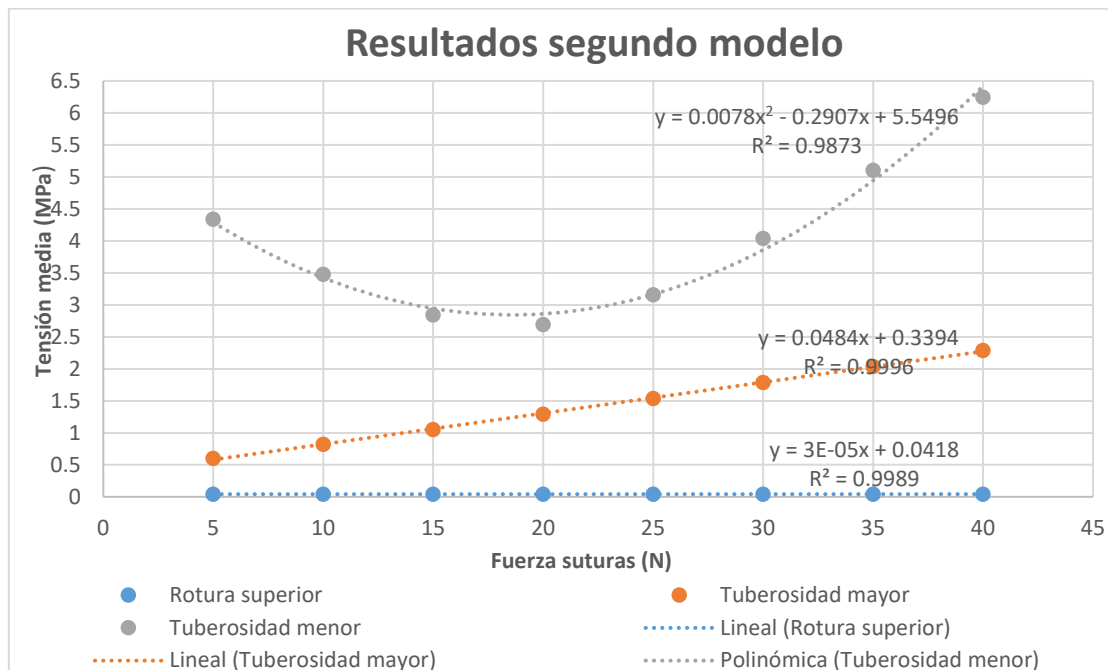


Ilustración 8 - Resultados de las medias por fragmento del segundo paciente.

Conclusiones

Con todos los resultados mostrados anteriormente se pueden sacar una serie de conclusiones de esta investigación, por una parte, se ha desarrollado una primera metodología con la que en el caso de que la técnica quirúrgica utilizase cerclajes, se podría llegar a predecir si en las zonas de la fractura se podría producir remodelación ósea o si el hueso se recuperaría. Esta metodología tiene el problema de que no ha podido ser corroborada al haberse utilizado otra técnica quirúrgica.

Una segunda conclusión sería que las imágenes del TAC postoperatorio de ambos pacientes impiden generar un modelo adecuado para su simulación por dos motivos. El primer motivo es que el artefacto (brillo intenso debido a la prótesis colocada) impide obtener las propiedades del hueso al estar el brillo disminuido en algunas zonas de las imágenes y aumentado en otras con respecto a lo esperado. El segundo motivo es la dificultad de generar un modelo anatómico debido a los brillos comentados con anterioridad. Por ello no se recomienda su uso para generar los modelos.

Una tercera conclusión sería que estos datos se deben tomar con cautela puesto que es una primera aproximación y que la comunidad médica aún no se ha puesto de acuerdo en si el reemplazo de la articulación del hombro es más eficaz en el tratamiento de las fracturas de la cabeza del húmero o si es más eficaz la técnica conservadora de inmovilizar la articulación.

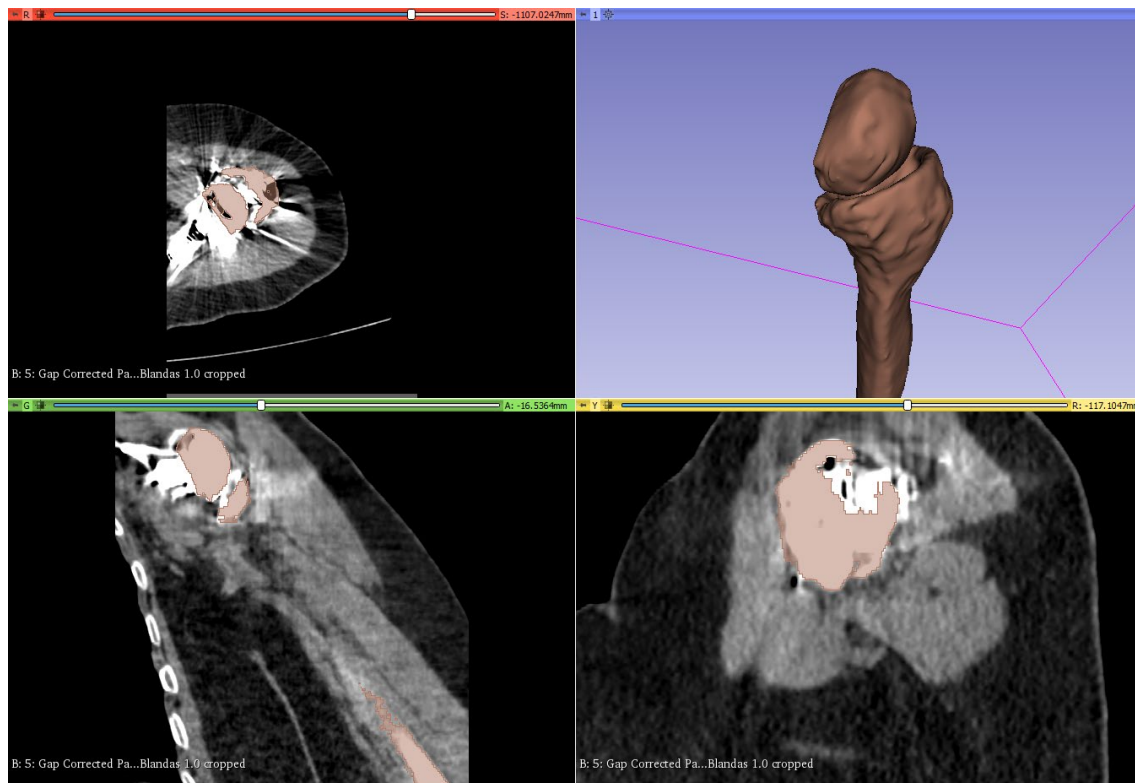


Ilustración 9 - Imagen de TAC posoperatorio del primer paciente.

2.5 Trabajos o necesidades futuras

En un futuro próximo se deberá continuar mejorando los modelos de las suturas y la desarrollar una forma de colocar los fragmentos en su lugar, puesto que con las tomografías resulta complicado y las radiografías solo permiten una proyección.

Sería conveniente que se siguiese la evolución de los pacientes y que con los datos se refinase un posible algoritmo con el que poder predecir la reabsorción del hueso.

2.6 Divulgación de los resultados (publicaciones, artículos, ponencias...)

Se espera completar la redacción de un artículo científico y utilizar la información y conocimientos adquiridos en esta investigación para el desarrollo de un Trabajo Fin de Máster, pudiéndose enviar los resultados a algún congreso de temática similar a la de esta investigación.

2.7 Bibliografía

1. Bohsali KI. Complications of Total Shoulder Arthroplasty. J. Bone Jt. Surg. [Internet]. 2006 Oct 1;88(10):2279. Available from: <http://jbjs.org/cgi/doi/10.2106/JBJS.F.00125doi:10.2106/JBJS.F.00125>
2. Burkhart TA, Andrews DM, Dunning CE. Finite element modeling mesh quality, energy balance and validation methods: A review with recommendations associated with the modeling of bone tissue. J. Biomech. [Internet]. 2013 May;46(9):1477–1488. Available

from:

<https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0021929013001383doi:10.1016/j.jbiomech.2013.03.022>

3. Burkhead WZ, Krishnan SG. Complications with the Reversed Prosthesis: Prevention and Management. Semin. Arthroplasty [Internet]. 2007 Mar;18(1):66–75. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1045452706000733doi:10.1053/j.sart.2006.11.008>
4. Cheriachan DM, DiPaola M, Iannotti JP, Ricchetti ET. 3D Printing in Orthopedics—Upper Extremity Arthroplasty [Internet]. In: 3D Printing in Orthopaedic Surgery. Elsevier; 2019. p. 151–169. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-323-58118-9.00013-0doi:10.1016/B978-0-323-58118-9.00013-0>
5. Edwards TB, Morris BJ. Future directions in shoulder arthroplasty [Internet]. In: Shoulder Arthroplasty. Elsevier; 2019. p. 465–469. Available from: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780323529402000449doi:10.1016/B978-0-323-52940-2.00044-9>
6. Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadepalli SC, Morrison TM. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. J. Biomech. [Internet]. 2012 Feb;45(4):625–633. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2011.11.038doi:10.1016/j.jbiomech.2011.11.038>
7. Ghazala CG, Candal-Couto J. Anatomic shoulder arthroplasty. Orthop. Trauma [Internet]. 2018;32(3):171–177. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2018.03.005doi:10.1016/j.mporth.2018.03.005>
8. Kontaxis A, Johnson GR. The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement – A modelling study. Clin. Biomech. [Internet]. 2009 Mar;24(3):254–260. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.12.004doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.12.004>

3. Memoria económica

Financiación		Personal	Inventariable	Fungible	Otros gastos
IUTA	SV-20-GIJÓN-23	3400	0	0	0
Otras fuentes	Referencia proyecto/contrato	0	0	0	0
Estudiante con ayuda a la investigación	Nombre	José Jaime Fernández Álvarez			
	Tareas	Generación y simulación de modelos virtuales 3D de la articulación del hombro			
	Período	14 de Julio 2020 a 31 de Diciembre 2020			

4. Otros proyectos y contratos con financiación externa

Título del proyecto/con- trato	
Referencia	
Investigador/a/es princi- pal/es	
Equipo investigador	
Periodo de vigencia	
Entidad financiadora	
Cantidad subvencionada	