

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

Modelamiento de la Articulación Glenohumeral Mediante Elementos Finitos para el Estudio de
una Lesión Slap Tipo 2

Javier Andres Maldonado Echeverria, Duvert Andres Puentes Tamayo

Trabajo de grado para optar al título de
Ingeniero Mecánico

Director

Diego Fernando Villegas Bermúdez, PhD.

Ingeniero Mecánico

Co-director

Ivan Darío Quintero Pabón.

Medico

Universidad Industrial de Santander
Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas
Escuela de Ingeniería Mecánica
Bucaramanga

Contenido

Introducción	13
1. Objetivos.....	15
1.1. Objetivo general	15
1.2. Objetivos específicos.....	15
2. Justificación	15
3. Metodología	16
4. Creación del modelo 3d	18
4.1. Segmentación de imagen médica.	18
4.2. Reconstrucción de estructuras óseas.	21
4.3. Construcción de la capsula articular y el Labrum	23
4.4. Corrección de posición del húmero.....	25
5. Materiales.....	31
5.1. Modelo isotrópico hiperelástico	31
5.1.1. Veronda Westmann.....	32
5.1.2. Yeoh.....	32
5.2. Propiedades de los materiales	33
6. Modelo de cálculo.....	34
6.1. Modelo por Elementos Finitos.	35
6.2. Validación de modelo no patológico.....	39
7. Implementación de patología y análisis.....	44
7.1. Construcción del SLAP.....	44
7.2. Calculo por elementos finitos.....	45
8. Resultados	46
9. Discusión de resultados.....	51

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

9.1. Creación del modelo 3D.....	51
9.2. Simulación.....	52
9.2.1. Material.....	52
9.2.2. Mallado.....	53
9.2.3. Validación del modelo.....	53
9.2.4. Caso con Patología.....	53
9.3. Relevancia.....	54
9.3.1. Relevancia ingenieril.....	54
9.3.2. Relevancia medica.....	55
9.4. Limitaciones del modelo.....	55
10. Conclusiones.....	57
Referencias bibliográficas.....	59

Figuras

- Figura 1. Imagen 3D de la articulación del hombro mostrada desde un software de visualización de archivos DICOM.....19
- Figura 2. Modelo 3D de húmero y escápula mostrado desde software CAD, incluyendo las zonas de inserción de tejido blando como croquis 3D.....20
- Figura 3. Imágenes de planos transversales de la articulación glenohumeral vistos desde un software de visualización de imágenes médicas, cada imagen a diferente profundidad. La ubicación de los planos son a) WL: 1487 WW:2955, b) WL: 1478 WW: 2974 y c) WL: 1322 WW:2644.....21
- Figura 4. Imágenes tomadas del software CAD a) deformación de la cabeza humeral debido al Hill Sach, b) Micro perforación junto al Hill Sach, c) Micro perforaciones de la cabeza humeral en el extremo opuesto al Hill Sach y d) Deformación del reborde anteroinferior del glenoide.....22
- Figura 5. Croquis de la zona de inserción de tejido blando, a la izquierda la inserción en la glenoide y a la derecha la inserción en la cabeza humeral.23
- Figura 6. Imágenes de planos transversales de la articulación glenohumeral vistos desde un software de visualización de imágenes médicas, cada imagen a diferente profundidad. La ubicación de los planos son a) WL: 307 WW:615, b) WL: 366 WW: 733 y c) WL: 349 WW:699.....24
- Figura 7 Capsula sinovial con el área respectiva a la banda anterior del ligamento glenohumeral inferior (AB-IGHL) en verde, la bolsa axilar en azul, la banda posterior del ligamento glenohumeral inferior (PB-IGHL) en amarillo, la capsula anterosuperior en rojo, la capsula posterior en morado y el labrum en naranja. La capsula se muestra desde la vistas a) medial, b) anterior y c) posterior.....25
- Figura 8. Modelo 3D del húmero con la inserción del metaphyseal cylinder y el epiphyseal sphere según la definición de Boileau. a) Húmero que presenta la inserción de la epiphyseal sphere y el metaphyseal cylinder b) Modelo de la epiphyseal sphere y el metaphyseal cylinder sin húmero.26
- Figura 9. Corte transversal a la altura de la máxima distancia de la periferia de la cabeza humeral de un húmero derecho. a) La recta entre extremos de cartílagos es la unión de los bordes donde acaba el cartílago a ambos extremos del corte y la línea perpendicular a la recta trazada sobre el punto medio de la misma corresponde al eje de retroversión. b) La distancia bicipital es la distancia perpendicular desde el eje de retroversión hasta la tuberosidad mayor. c) El ángulo de retroversión es el ángulo entre el eje transepicondilar y el eje retroverso siendo ejes coincidentes en el centro de la esfera.28
- Figura 10. Ubicación del húmero y la escápula en la posición de 0° de rotación externa, 0° de flexión y 0° de abducción. a) Trazo del eje de retroversión y el eje transepicondilar en la cabeza humeral hallados anteriormente. b) Línea paralela a la cara de la glenoide, junto al eje de alineación

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
 MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
 LESIÓN SLAP TIPO 2

y al eje de la escapula. c) Modelo en la posición deseada al definir como paralelos el eje de alineación y el eje de retroversión.29

Figura 11 Imágenes del hombro. a) Huesos del hombro en posición neutral. b) huesos del hombro en posición inicial. c) Huesos del hombro con tejido blando en posición inicial.30

Figura 12 Graficas de las curvas de esfuerzo contra deformación de las diferentes regiones que comprende la capsula sinovial.33

Figura 13 Mallado del modelo sin rotación de la articulación glenohumeral del hombro derecho, el cual incluye húmero como solido rígido y capsula con elementos tipo Shell.36

Figura 14 Modelo de la articulación glenohumeral con malla para cálculo de elementos finitos. a) Modelo en posición inicial con 0° de rotacion externa. b) Modelo a 60° de rotacion externa, 90° de abducción y 0° grados de elevación.37

Figura 15 Curva de máxima deformación principal de la capsula contra número de elementos usados para calcular.38

Figura 16 Resultados de los cálculos realizados en el software ANSYS para la determinación de deformaciones. Deformaciones del modelo cuando presenta una rotación externa de 60°38

Figura 17 Validación del modelo sano al comparar los resultados con resultados de modelos validados. Datos de máxima deformación principal en la bolsa axilar, AB-IGHL y PB-IGHL en las posiciones a rotación externa de 20°40

Figura 18 Validación del modelo sano al comparar los resultados con resultados de modelos validados. Datos de máxima deformación principal en la bolsa axilar, AB-IGHL y PB-IGHL en las posiciones a rotación externa de 30°41

Figura 19 Validación del modelo sano al comparar los resultados con resultados de modelos validados. Datos de máxima deformación principal en la bolsa axilar, AB-IGHL y PB-IGHL en las posiciones a rotación externa de 40°41

Figura 20 Validación del modelo sano al comparar los resultados con resultados de modelos validados. Datos de máxima deformación principal en la bolsa axilar, AB-IGHL y PB-IGHL en las posiciones a rotación externa de 60°42

Figura 21 Imágenes de la resonancia del segundo paciente en la cual se puede apreciar una lesión SLAP tipo II, zona de color blanca, en imágenes en referencias de a) WL: 321 WW: 643 y b) WL: 344 WW: 688.45

Figura 22 Ejemplo de cálculo de deformación equivalente de la articulación glenohumeral a 60° cuando presenta una lesión SLAP tipo II.45

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

Figura 23 Comparación entre los resultados de una articulación glenohumeral sana y una que presente lesión de SLAP tipo II. Se muestra las gráficas de Máxima deformación principal a 20° y Esfuerzo Equivalente de Von Misses a 20°.47

Figura 24 Comparación entre los resultados de una articulación glenohumeral sana y una que presente lesión de SLAP tipo II. Se muestra las gráficas de Máxima deformación principal a 20° y Esfuerzo Equivalente de Von Misses a 40°.48

Figura 25 Comparación entre los resultados de una articulación glenohumeral sana y una que presente lesión de SLAP tipo II. Se muestra las gráficas de Máxima deformación principal a 20° y Esfuerzo Equivalente de Von Misses a 40°.49

Tablas

Tabla 1. Constantes de los materiales	34
Tabla 2 Translación del húmero para simular la aplicación de una fuerza de 25 N para rotación externa desde 0° hasta 60°.	35
Tabla 3 Resultados obtenidos del análisis por elementos finitos.....	39
Tabla 4 Características de los modelos teóricos usados como patrón de comparación.....	40
Tabla 5 Resultados de los modelos teóricos y del modelo de la simulación presente en este trabajo junto a los factores de comparación calculados.....	43
Tabla 6 Resultados de la simulación del modelo 3D de la articulación glenohumeral cuando presenta una lesión de SLAP tipo II.	46

Resumen

TITULO: MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA LESIÓN SLAP TIPO 2

AUTORES: JAVIER ANDRES MALDONADO ECHEVERRIA, DUVERT ANDRES PUNTES TAMAYO, IVAN DARIO QUINTERO PABON, DIEGO F. VILLEGAS.

PALABRAS CLAVE: BIOMECÁNICA; MODELO COMPUTACIONAL; ELEMENTOS FINITOS, ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL; LESIÓN POSTERIOR DEL LABIO SUPERIOR DEL LABIO.

DESCRIPCIÓN:

La lesión SLAP (Labral Superior anterior a Posterior) involucra el labrum, causando problemas de dolor y movilidad en la articulación glenohumeral. Esta lesión es común en atletas que practican deportes que requieren lanzamientos o aquellos que reciben impactos traumáticos en el área del hombro. Este trabajo determina el comportamiento biomecánico de los tejidos blandos de la articulación glenohumeral cuando está presente la lesión SLAP tipo II. Esta patología se caracteriza por una rotura en el labrum superior que se simula en un modelo tridimensional de la articulación del hombro.

Usando el software libre Slicer, se construyó la estructura ósea a partir de un TAC con técnicas de segmentación. Luego, el tejido blando fue modelado con base en una resonancia. La posición inicial fue hecha con CAD, las medidas para esta parte se obtuvieron de modelos óseos. Se simuló una prueba de rotación externa de compresión con 60° de abducción usando 0° , 30° y 60° de rotación externa.

Luego, se realizó un análisis de elementos finitos utilizando un software de propósito general. En primer lugar, se realizó una validación suponiendo un hombro con articulación sana y se comparó con un estudio previo. Una vez que se validó el modelo inicial, se realizó nuevamente con una lesión del labrum, construida usando un software CAD, y se aplicó la misma prueba. Los resultados obtenidos fueron la deformación y la distribución del esfuerzo de la cápsula sinovial y el labrum lesionado. Se realizó nuevamente para la articulación glenohumeral sana y lesionada, encontrando diferencias significativas entre ellos.

Este estudio ayudará a los cirujanos ortopédicos a conocer la biomecánica que involucra este tipo de lesión y también a las otras estructuras circundantes afectadas al cargar la articulación lesionada.

Abstract

TITLE: MODELING A GLENOHUMERAL JOINT USING FINITE ELEMENTS TO STUDY
A SLAP LESION .

AUTHORS: JAVIER ANDRES MALDONADO ECHEVERRIA, DUVERT ANDRES
PUENTES TAMAYO, IVAN DARIO QUINTERO PABON, DIEGO F. VILLEGAS.

KEYWORDS: BIOMECHANICS; COMPUTATIONAL MODEL; FINITE ELEMENTS,
GLENOHUMERAL JOINT; SUPERIOR LABRAL ANTERIOR POSTERIOR LESION.

DESCRIPTION

The SLAP lesion (Superior Labral Anterior to Posterior) involves the labrum, causing pain and mobility problems in the glenohumeral joint. This injury is common in athletes practicing sports that requires throwing or those who receive traumatic impacts on the shoulder area. This paper determines the biomechanical behavior of soft tissues of the glenohumeral joint when type II SLAP lesion is present. This pathology is characterized for a tear in the superior labrum which is simulated in a 3D model of the shoulder joint.

Using the free software Slicer, was built the bone structure from a TAC with segmentation technics. Then, the soft tissue was modeling with_base in a resonance. The initial position was make with CAD, the measures for this part was obtained from bone models Was simulated a compression-external rotation test with 60° of abduction using 0°, 30° and 60 ° of external rotation.

Then, a Finite Element analysis was done using a general purpose software. First, a validation was done assuming a healthy joint shoulder with a previous study. Once the initial model was validated, a lesion of the labrum built using a CAD software and the same test was done again. The results obtained were stress and strain distribution of the synovial capsule and the injured labrum. ANOVA was done for the healthy and injured glenohumeral joint finding significant differences between them.

This study will help orthopedic surgeons to know the biomechanics involving this type of lesion and also the other surrounding structures affected by loading the injured joint.

Introducción

El complejo del hombro es una estructura la cual consta de 5 articulaciones que en conjunto permiten la movilidad, estas articulaciones son: la esternoclavicular, la acromioclavicular, la glenohumeral, la caracohumeral y la escapulotorácica (Bengtzen & Daya, 2017). De las anteriores se escogió la glenohumeral debido a su relevancia en patologías de inestabilidad, siendo la más propensa a sufrir lesiones por ser la articulación que permite mayor movilidad en todo el cuerpo humano (Lodha et al., 2018). La articulación glenohumeral une la cabeza del húmero con la glenoide de la escapula, esta estructura se mantiene estable gracias a los tejidos blandos que la rodean, lo cuales incluyen la capsula articular, los ligamentos glenohumerales, los músculos y tendones del manguito rotador junto a otros más que recubren la zona. (Rockwood & Matsen, 2000).

Las lesión de Superior Labral Anterior to Posterior (SLAP) afecta los tejidos blandos de la articulación glenohumeral, siendo más específicos en el borde superior de la glenoide, siendo un deterioro o desprendimiento de la zona superior del labrum; esta lesión presenta varias clasificaciones según diversos autores (Morgan & Mchale, 2016). Para este estudio se trabajó con el SLAP tipo II de la clasificación de Snyder, la cual se define como una separación leve entre la parte superior del labrum y la glenoide. El modelo construido se basa en un test de estabilidad simple el cual consta de una compresión y rotación externa del húmero (Tennent, Beach, & Meyers, 2003), no se incluyen los tendones y se centra en el estudio del comportamiento biomecánico de la capsula articular. Se selecciono el test de compresión con rotación simple por su baja tasa de falsos positivos y su alta tasa de verdaderos positivos (Popp, 2015).

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA LESIÓN SLAP TIPO 2

Para la obtención de los modelos 3D se aprovechó el uso de la segmentación de imágenes, este proceso es una técnica de tratamiento digital de imágenes que consta del reconocimiento de datos desde una serie de archivos y la delineación, esta última es la determinación de la ubicación espacial de los datos obtenidos en el reconocimiento (Tsechpenakis, 2013). El análisis de imágenes para análisis médico se ha convertido en una práctica de suma importancia, en la medicina se utilizan diferentes tipos de imágenes como tomografías (CT) y resonancias magnéticas (MRI) entre muchas otras. La segmentación se ha convertido en una gran herramienta para mejorar la obtención de información de todos estos tipos de imágenes computacionales (Egmentation, Pham, Xu, & Prince, 2000). Se trabajó con CT para la construcción del tejido óseo valiéndose de su capacidad para la distinción de tejidos a partir de su densidad, además de esto se utilizó MRI como guía para la construcción de los tejidos blandos (Wong, Tu, Sun, & Dissanayake, 2013).

Como herramienta para el análisis se decide utilizar el método de elementos finitos, este método se basa en llevar los fenómenos físicos a modelos discretos y mediante el uso de herramientas de cómputo desarrollar sistemas matemáticos complejos para llegar a la solución del modelo, todo esto se basa en la aproximación del modelo discreto a un problema del medio continuo (Zienkiewicz & Taylor, 2000). En 1972 se toma la decisión de empezar a implementar el método de elementos finitos en la medicina, en este punto lo primero que se trabaja en un análisis del comportamiento biomecánico de la estructura ósea, con un modelo simple de propiedades y aplicando el concepto básico de los elementos finitos: separar, calcular y unir (Zuh, Gergely, Russu, Pop, & Nagy, 1972). Desde este punto se han venido realizando grandes avances, desarrollando nuevos modelos de materiales y probando con diferentes estructuras del cuerpo humano.

1. Objetivos

1.1. Objetivo general

Elaborar un modelo computacional de la articulación glenohumeral para análisis de esfuerzos y deformaciones del tejido blando causadas por una lesión SLAP tipo 2 mediante el método de elementos finitos.

1.2. Objetivos específicos

Obtener un modelo geométrico aproximado a partir de la morfología de la articulación glenohumeral en humanos.

Realizar el procesamiento del modelo para determinar esfuerzos y deformación de tejido al aplicarse una carga de 25 N en un ensayo de estabilidad simple mediante un software de análisis de elementos finitos.

Determinar las alteraciones biomecánicas del modelo al ser aplicada una lesión de SLAP tipo 2 usando elementos finitos.

2. Justificación

El hombro humano es una de las estructuras mecánicas más complejas del cuerpo y específicamente la articulación glenohumeral es la que presenta mayor movilidad de todas las articulaciones, en la cual se manifiestan diferentes esfuerzos y deformaciones durante su movimiento los cuales varían según la morfología de esta.

Esta articulación al tener tanta libertad de movimiento esta propensa a presentar muchos problemas de inestabilidad. Una de las lesiones que causa inestabilidad es la lesión de SLAP (Superior Labral Anterior Posterior). El SLAP es una desinserción del labrum de la cavidad

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA LESIÓN SLAP TIPO 2

glenoidea limitando el movimiento de la articulación. Esta lesión es muy común en una amplia población de atletas afectando su rendimiento. Los más afectados son los atletas de deportes de colisión (ej. rugby, fútbol americano) y de lanzamientos repetitivos (ej. béisbol, tenis de campo).

Con el método de elementos finitos se puede analizar esfuerzos y deformaciones de geometrías complejas por medio de una aproximación numérica. Usando este método se puede analizar la distribución de cargas sobre todos los elementos de la articulación para su estudio de condición crítica y, aún más importante, observar las diferencias que presenta al realizar cambios en la morfología de sus elementos.

El desarrollo de un modelo con elementos finitos se puede analizar de una manera bastante aproximada cómo se comportan las cargas de los diferentes tejidos de la articulación cuando esta presenta condiciones de inestabilidad propias de la lesión de SLAP para comprender la biomecánica de dicha lesión y mejorar el tratamiento de la lesión.

3. Metodología

Dado que este proyecto tiene un fuerte componente biológico se planteó como primer paso una revisión de la anatomía del hombro y sus patologías de forma teórica y práctica, combinando la revisión de imágenes médicas (ecografías y tomografías) de la zona glenohumeral del hombro con la disección de hombros humanos con acompañamiento médico. Esta primera medida tuvo como finalidad escoger las estructuras principales, sus formas y ubicaciones con base médica. A partir de las imágenes médicas, con las cuales se planteó la revisión anterior, se procedió a realizar una segmentación de las imágenes para obtener un modelo 3D preliminar de la articulación, dando

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA LESIÓN SLAP TIPO 2

importancia a las estructuras planteadas anteriormente. Esta etapa de segmentación se llevó a cabo con software de procesamiento de imagen.

El análisis debía iniciar con la articulación en una posición de 90° de abducción, con 0° de elevación y comenzar con 0° de rotación externa. Dado que las imágenes obtenidas no presentaban esta posición inicial se tuvo que corregir. Para realizar lo anterior se aprovecharon los ejes naturales de rotación de la articulación. Estos ejes fueron hallados a partir del uso de cálculos planteados en otros trabajos.

A continuación, se procedió a determinar el material del tejido blando, para esto se utilizó un material hiperelástico. Se genera el mallado del cuerpo con su respectiva sensibilización de malla y se procede a iniciar los cálculos. Con los modelos obtenidos y el mallado realizado se procede a simular un test de compresión y rotación exterior simple, usual en los diagnósticos de hombro, este test cubre una gran gama de posibles patologías además de tener buenos rangos de certidumbre al presentar valores mínimos de falsos negativos y valores altos de positivos reales.

El test se realiza con una abducción a 90° totales (60° entre humero y escapula), en esta posición se aplica una compresión axial al humero para al final proceder a aplicar rotación externa, la rotación externa se dará a 0° , 30° y 60° con el fin de poder realizar una validación con los modelos realizados en trabajos anteriores. Para simular las cargas se aplicaron las translaciones que realiza el humero al ser sometido a dichas cargas.

Una vez se tuvieron los cálculos biomecánicos de la articulación glenohumeral sin patologías y se apruebe la validación planteada anteriormente se procederá a modificar el modelo para imitar la lesión SLAP tipo 2, para esto se usarán bases de datos médicas y la revisión planteada al inicio con el fin de imitar las condiciones patológicas más comunes, con este modelo patológico

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA LESIÓN SLAP TIPO 2

se repitió el procesamiento y análisis de elementos finitos para finalmente identificar los cambios biomecánicos entre un hombro patológico y uno sano.

4. Creación del modelo 3d

Para la construcción del modelo 3D se utilizó una mezcla de reconstrucción computacional de imágenes médicas y datos teóricos del tejido de la articulación glenohumeral. Se obtienen una resonancia y una tomografía de un paciente en concreto, un hombre de nacionalidad colombiana con una edad entre los 18-25 años, estas imágenes fueron donadas por el Centro Médico de Alta Tecnología Médica (CATME) ubicado en la ciudad de Bucaramanga, Colombia. Las imágenes cumplen con la resolución 8430 de 1993 sobre investigaciones relacionadas a la salud. Se trabaja con las dos imágenes médicas de un mismo paciente para tener datos precisos del tejido óseo (tomografía) y del tejido blando (resonancia) de manera que se pueda tener una reconstrucción computacional lo más fidedigna posible.

4.1.Segmentación de imagen médica.

A partir de los archivos DICOM de la tomografía del paciente mostrada en la Figura 1, se inicia la construcción del modelo 3D usando un software de segmentación de imágenes médicas, se utiliza la tomografía debido a su capacidad de detectar estructura ósea por la diferencia de densidad con el tejido blando.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

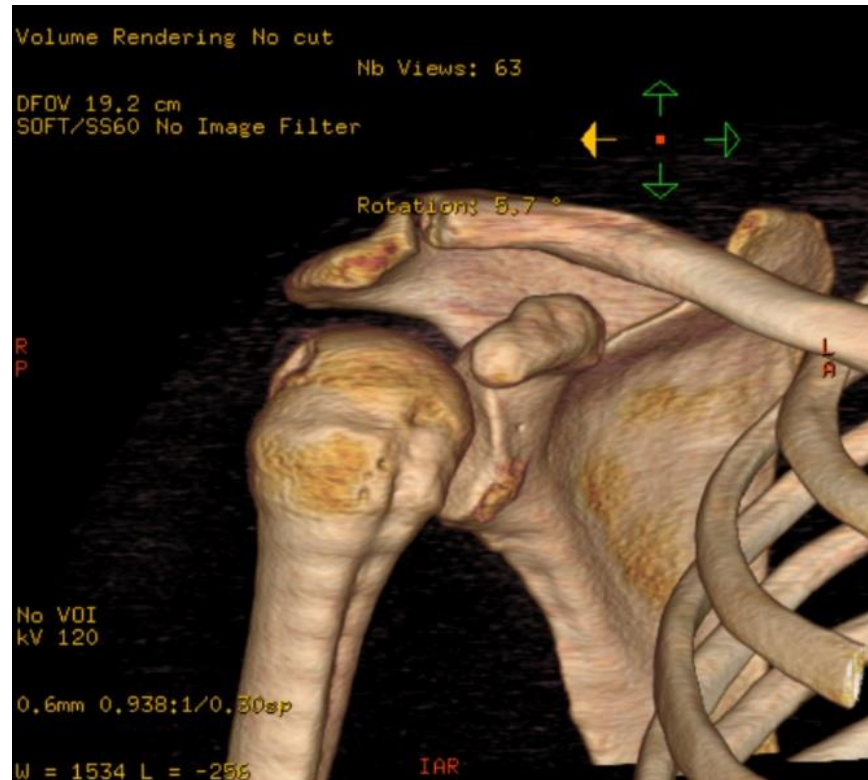


Figura 1. Imagen 3D de la articulación del hombro mostrada desde un software de visualización de archivos DICOM.

Los archivos DICOM son importados al software de segmentación de imagen, donde se hace uso de la herramienta de reconocimiento de tejido por densidad para diferenciar la estructura ósea, además de esto se realiza una construcción manual del húmero, para eliminar las porosidades y orificio internos, de manera que el software CAD no presente problemas al momento de reconocer las caras del sólido. Se limpia el ruido de la imagen y finalmente el modelo 3D es importado a un software CAD como se muestra en la Figura 2 para iniciar el proceso de reconstrucción.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

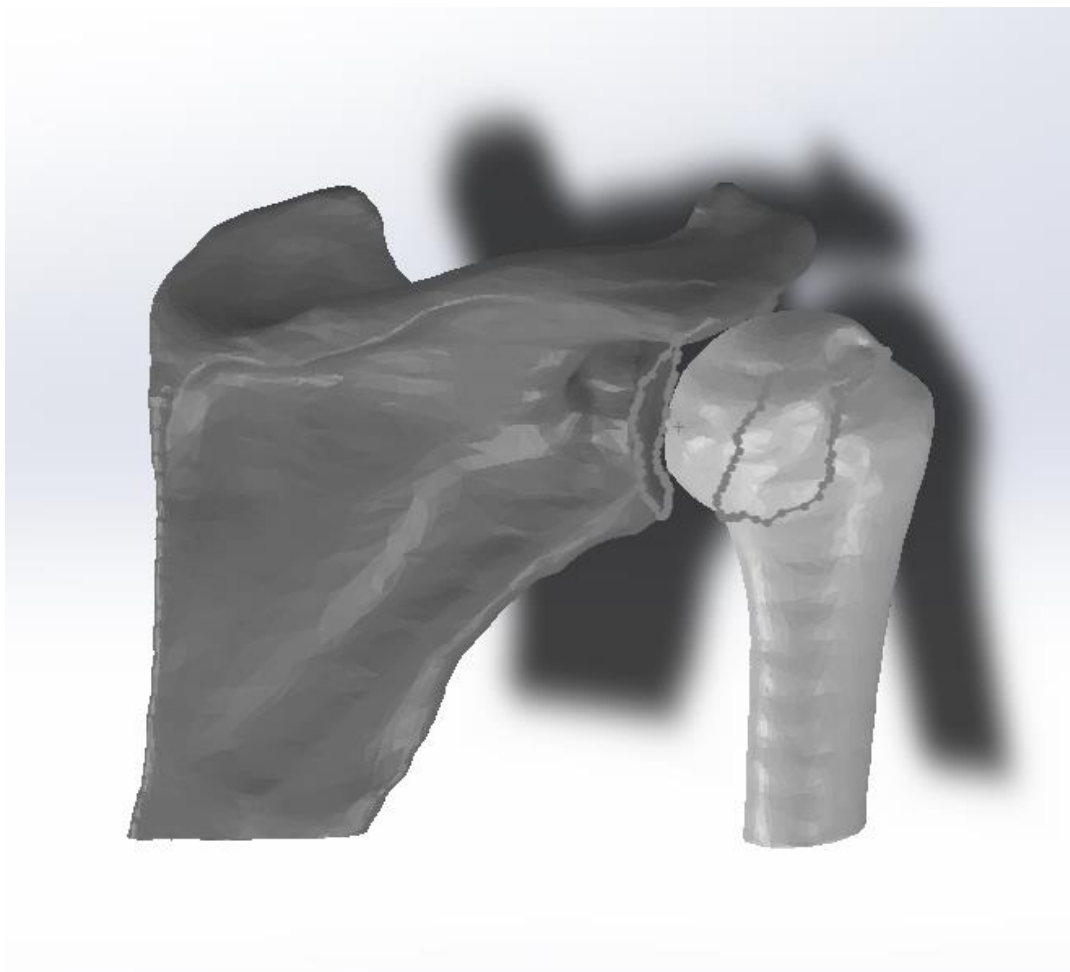


Figura 2. Modelo 3D de húmero y escapula mostrado desde software CAD, incluyendo las zonas de inserción de tejido blando como croquis 3D.

En el entorno CAD se ubicó en los sólidos los cambios de sección donde van insertados los tejidos blandos, en el caso del húmero se tomó como guía la zona de transición entre la cabeza humeral y el área rugosa de la epífisis. Para la escapula se utilizó como guía el reborde de la glenoide para trazar el croquis que define la línea de inserción de la capsula articular. A partir de las imágenes del plano transversal de la resonancia que se muestra en la Figura 3 se comprueba que las zonas de inserción están cerca de los croquis propuestos.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

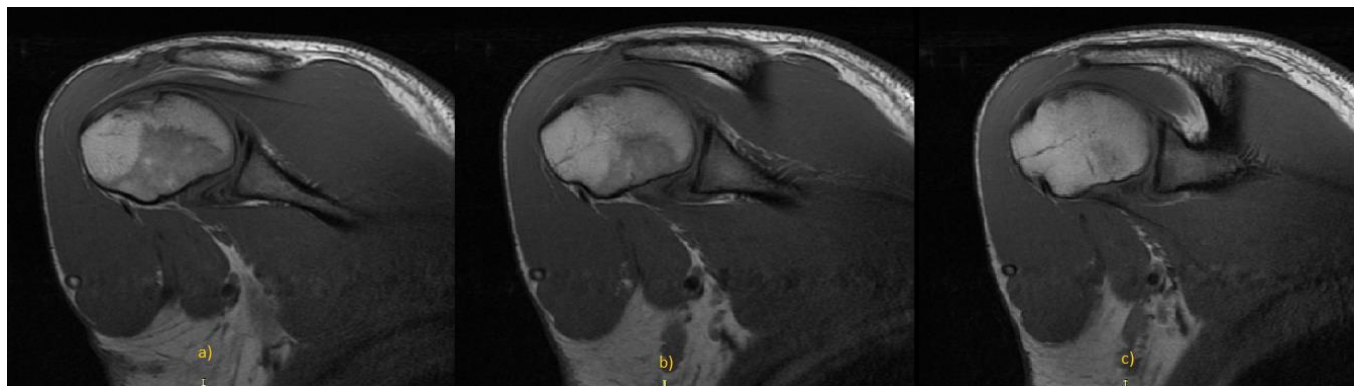


Figura 3. Imágenes de planos transversales de la articulación glenohumeral vistos desde un software de visualización de imágenes médicas, cada imagen a diferente profundidad. La ubicación de los planos son a) WL: 1487 WW:2955, b) WL: 1478 WW: 2974 y c) WL: 1322 WW:2644.

4.2.Reconstrucción de estructuras óseas.

Una vez se tenía construido el modelo 3D del paciente se encontró que este presentaba lesiones en la estructura ósea como se muestran en la Figura 4, estas eran deformaciones en la cara anteroinferior de la glenoide que coincide con una lesión de bankar y una imperfección en la cabeza humeral que se asemeja a un daño por Hill Sachs. A lo anterior se le suman micro perforaciones debidas probablemente a un procedimiento quirúrgico para reinscripción de tejido blando.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

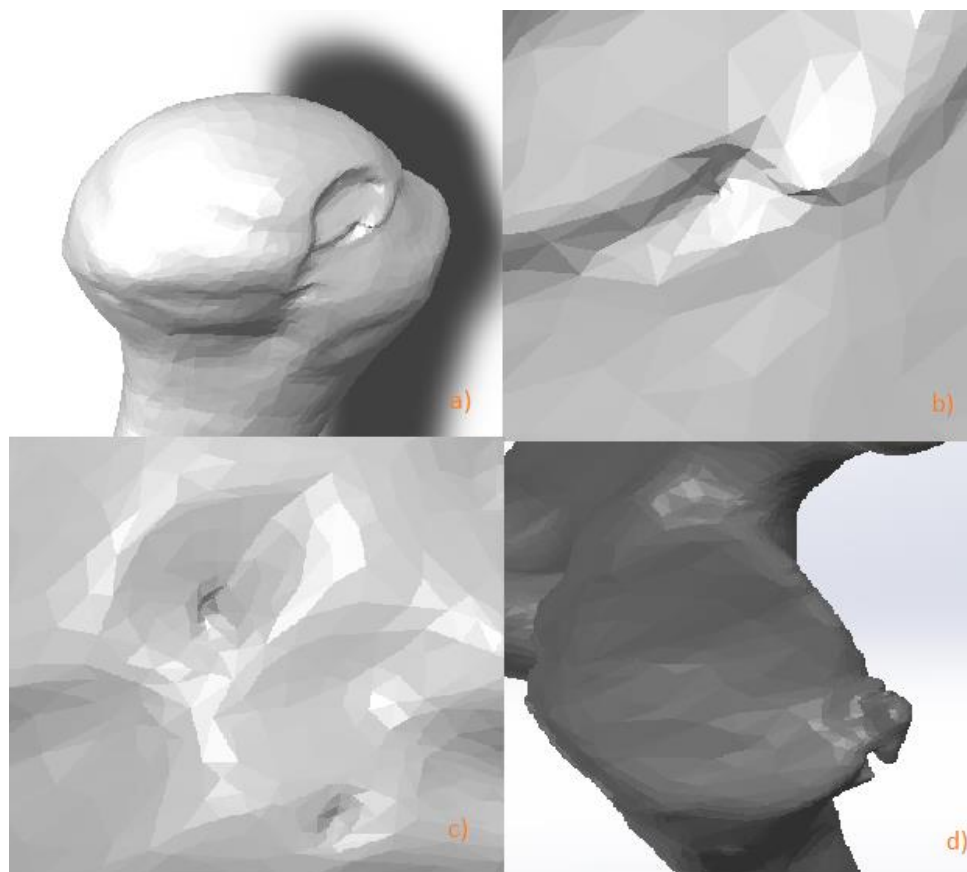


Figura 4. Imágenes tomadas del software CAD a) deformación de la cabeza humeral debido al Hill Sach, b) Micro perforación junto al Hill Sach, c) Micro perforaciones de la cabeza humeral en el extremo opuesto al Hill Sach y d) Deformación del reborde anteroinferior del glenoide.

La lesión de Hill Sach es despreciada debido a que no genera un impacto directo en la zona de inserción de tejido blando, por otro lado en el caso de la glenoide se aprovechó la simetría en la zona baja para construir el croquis de inserción (Morgan & Mchale, 2016). Por último, se aprovechan las herramientas de software CAD para sellar todas las micro perforaciones en la cabeza humeral.

4.3. Construcción de la capsula articular y el Labrum

Se utilizo los croquis de las zonas de inserción de tejido blando mostrados en la Figura 5 como base para la construcción del labrum y la capsula articular. Tanto la capsula articular como el Labrum se construyeron como superficies sin espesor. Al Labrum se le da un ancho de 2 mm desde la cara del glenoide (HOWELL & GALINAT, 1989) y a partir del final de este se construyó la capsula sinovial.



Figura 5. Croquis de la zona de inserción de tejido blando, a la izquierda la inserción en la glenoide y a la derecha la inserción en la cabeza humeral.

A partir de las resonancias tomadas del mismo paciente, que se muestran en la Figura 6, se construye la curvatura de la capsula sinovial. Se usaron las imágenes como base para trazar las

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA LESIÓN SLAP TIPO 2

líneas de croquis. Se trabajo con varias secciones del plano sagital aprovechando la ubicación del acromion y el coracoides como puntos de referencia.

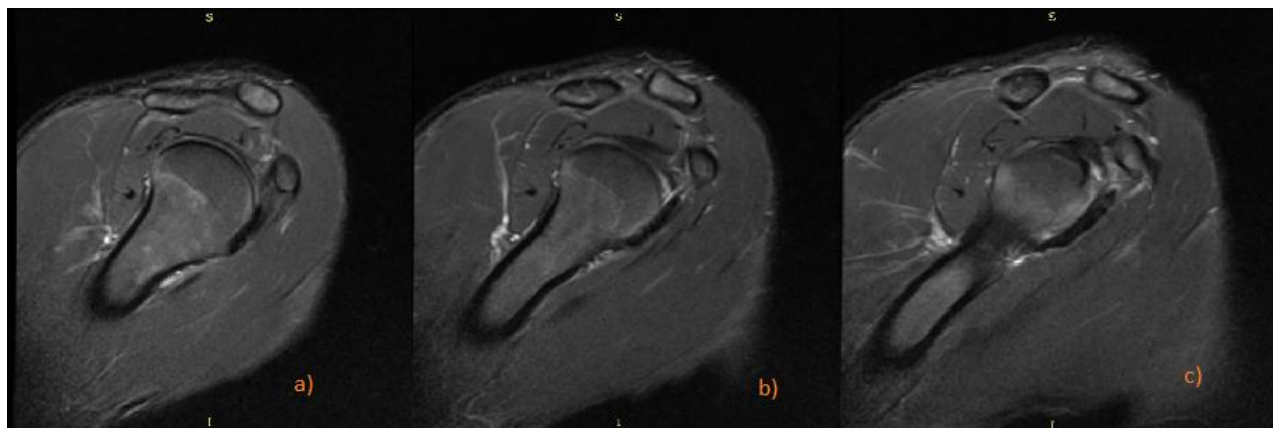


Figura 6. Imágenes de planos transversales de la articulación glenohumeral vistos desde un software de visualización de imágenes médicas, cada imagen a diferente profundidad. La ubicación de los planos son a) WL: 307 WW:615, b) WL: 366 WW: 733 y c) WL: 349 WW:699.

La capsula es dividida en cinco regiones según los surcos de los ligamentos glenohumerales que la atraviesan como se ve en la Figura 7, estas regiones son: banda anterior del ligamento glenohumeral inferior (AB-IGHL), bolsa axilar, banda posterior del ligamento glenohumeral inferior (PB-IGHL), capsula antero superior y capsula posterior(Moore, Ellis, Weiss, McMahon, & Debski, 2010). A cada región le corresponde propiedades biomecánicas diferentes, dichas propiedades serán definidas más adelante.

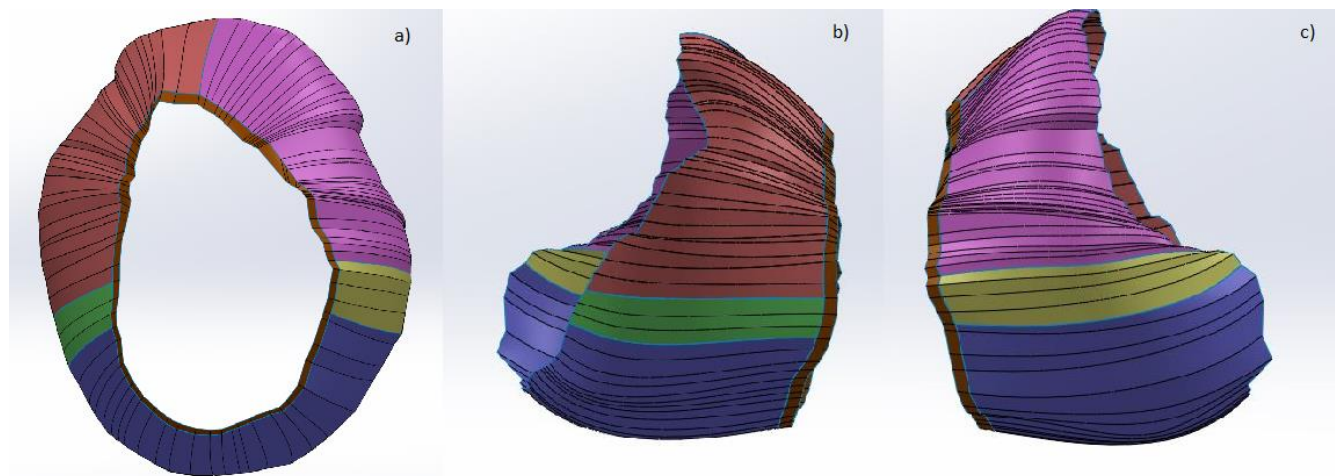


Figura 7 Capsula sinovial con el área respectiva a la banda anterior del ligamento glenohumeral inferior (AB-IGHL) en verde, la bolsa axilar en azul, la banda posterior del ligamento glenohumeral inferior (PB-IGHL) en amarillo, la capsula anterosuperior en rojo, la capsula posterior en morado y el labrum en naranja. La capsula se muestra desde las vistas a) medial, b) anterior y c) posterior.

4.4. Corrección de posición del húmero.

Se guardo un modelo completo de la estructura como un solo sólido, de manera que se tengan las distancias entre la cabeza humeral y la glenoide. Sobre este sólido se ubicaron las estructuras óseas por separado para fijar las relaciones de posición. La posición obtenida muestra un húmero con abducción 0° , extensión y rotación interna como se vio en la figura 2. La articulación glenohumeral actúa como una rotación sin translación sobre unos ejes de la cabeza glenohumeral (Nordin & Frankel, 2013), para este caso necesitamos el eje coaxial del húmero para la rotación y el eje anteroposterior para generar abducción.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

Lo primero que se hizo fue hallar el punto de rotación de la cabeza humeral y el eje intramedular. Se traza el metaphyseal cylinder, el cual es el cilindro que mejor se ajuste al cuerpo de la diáfisis, el eje central de este cilindro coincide con el eje intermedular. En seguida se traza la epiphyseal sphere, la cual es la esfera que mejor se ajusta a la cabeza humeral, el centro de esta esfera es el centro de rotación del húmero. Además de esto, mediante una tabla de relación off set con radio de epiphyseal sphere se interpola para obtener el off set posterior de nuestro modelo (Boileau & Walch, 1997). Con la ubicación del eje y el centro de rotación se genera el modelo mostrado en la Figura 8.

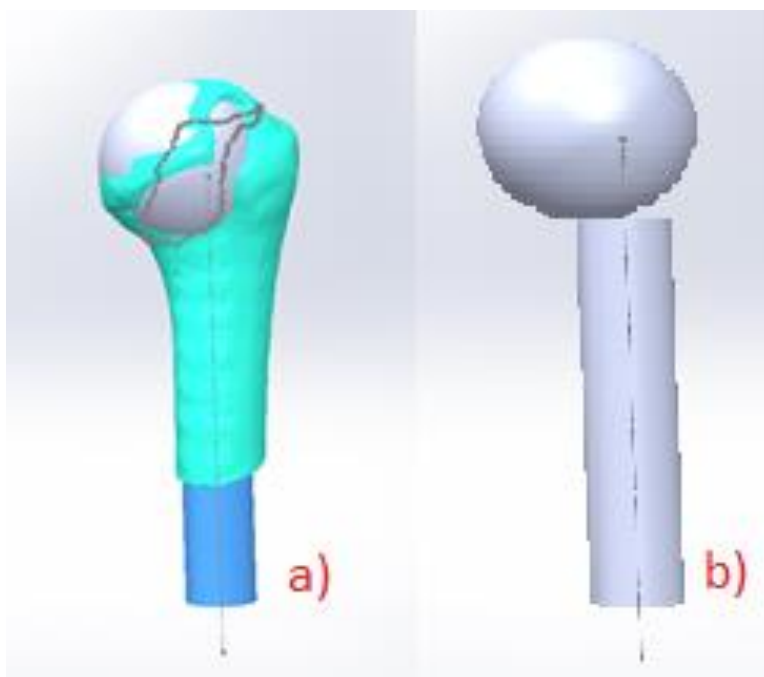


Figura 8. Modelo 3D del húmero con la inserción del metaphyseal cylinder y el epiphyseal sphere según la definición de Boileau. a) Húmero que presenta la inserción de la epiphyseal sphere y el metaphyseal cylinder b) Modelo de la epiphyseal sphere y el metaphyseal cylinder sin húmero.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

Desde la vista transversal se traza los centros de la epiphyseal sphere y del metaphyseal cylinder, con estos se procede a encontrar el eje de retroversión y el eje transepicondilar para poder ubicar el húmero a 0° de rotación externa, 0° de abducción y 0° de elevación. El eje de retroversión se pudo hallar a través de una línea perpendicular al centro de la recta de unión de los extremos del cartílago en un plano de corte que coincida con la mitad de la esfera desde la vista transversal. Una vez se tiene el eje de retroversión se mide la distancia bicipital, esta variable se define como la distancia perpendicular entre el eje de retroversión y el fin de la tuberosidad menos de la cabeza humeral. En seguida, se usa la ecuación (1) para calcular el ángulo de retroversión (Doyle & Burks, 1998).

$$\text{Retroversión } [^\circ] = -2.33 * \text{DistanciaBicipital}[mm] - 0.7 \quad (1)$$

Finalmente, se traza una línea de un extremo a otro de la cabeza humeral, esta línea es el eje transepicondilar y debe tener un ángulo con respecto al eje de retroversión igual al ángulo de retroversión. En la Figura 9 se puede apreciar cómo sería la construcción de estas rectas para hallar el eje de retroversión y el eje transepicondilar.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
 MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
 LESIÓN SLAP TIPO 2

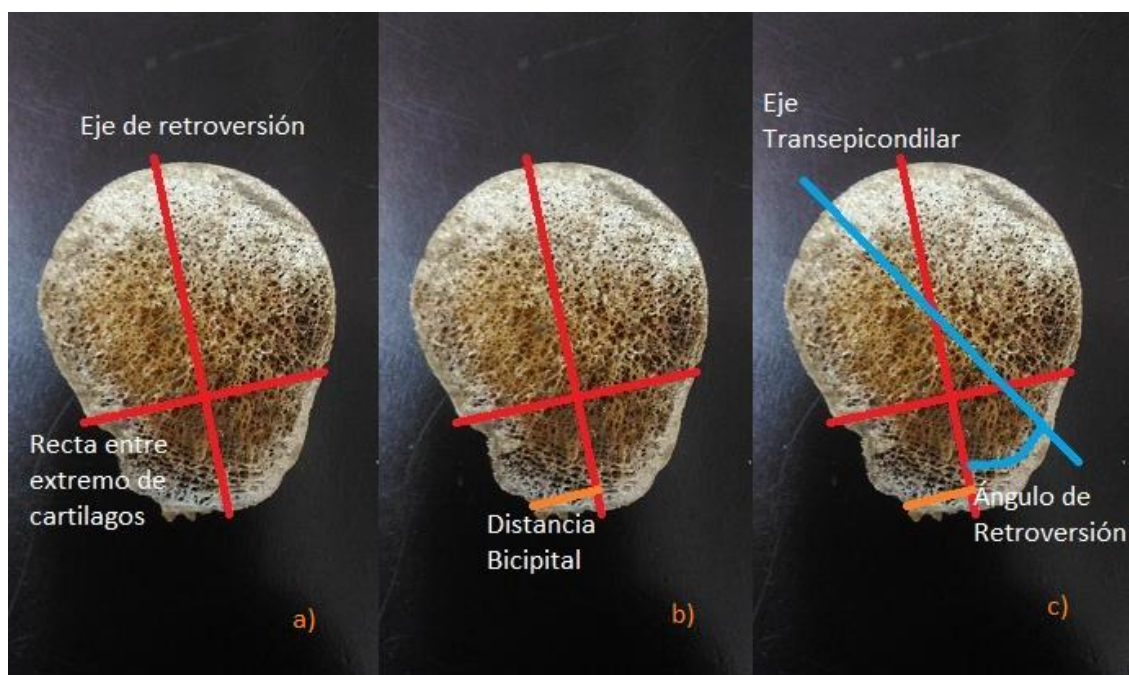


Figura 9. Corte transversal a la altura de la máxima distancia de la periferia de la cabeza humeral de un húmero derecho. a) La recta entre extremos de cartílagos es la unión de los bordes donde acaba el cartílago a ambos extremos del corte y la línea perpendicular a la recta trazada sobre el punto medio de la misma corresponde al eje de retroversión. b) La distancia bicipital es la distancia perpendicular desde el eje de retroversión hasta la tuberosidad mayor. c) El ángulo de retroversión es el ángulo entre el eje transepicondilar y el eje de retroversión siendo ejes coincidentes en el centro de la esfera.

Los procedimientos anteriores se realizan en el modelo 3D mediante el software CAD, se obtiene una distancia bicipital de 12.1 mm y por tanto se calcula una retroversión de $-28,98^\circ$. El signo negativo significa un ángulo en dirección posterior. Con estos datos se trazan los ejes en el modelo y se procede a alinear. Para lograr la alineación de la posición neutra el eje de retroversión tiene

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA LESIÓN SLAP TIPO 2

que quedar paralelo al eje perpendicular a la cara de la glenoide (Sabesan, Callanan, IYouderian, & Iannotti, 2014). Se traza una línea en la cara de la glenoide que atraviese el punto central de esta, este punto se encuentra en el centro de la glenoide (Itoi, Lee, Berglund, Berge, & An, 2000). En la Figura 10 se muestran los ejes de la cabeza humeral, el eje de la glenoide y el modelo alineado en la posición de 0° .

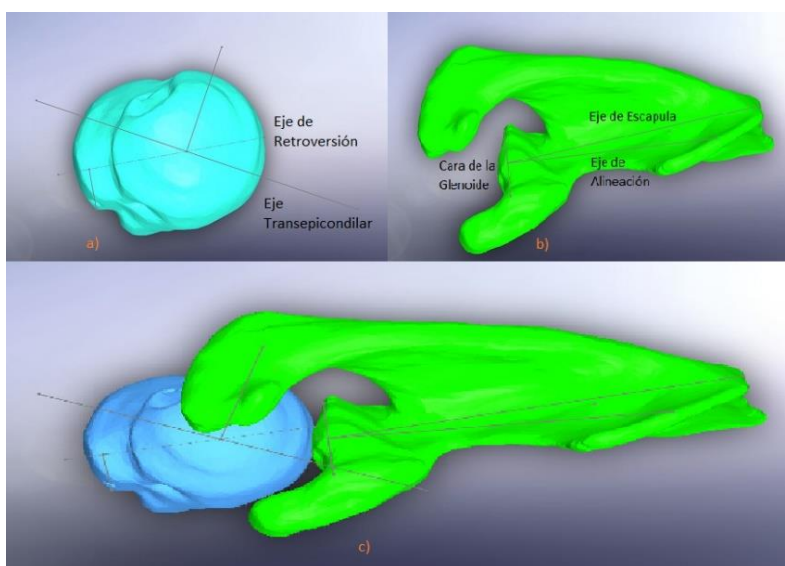


Figura 10. Ubicación del húmero y la escápula en la posición de 0° de rotación externa, 0° de flexión y 0° de abducción. a) Trazo del eje de retroversión y el eje transepicondilar en la cabeza humeral hallados anteriormente. b) Línea paralela a la cara de la glenoide, junto al eje de alineación y al eje de la escápula. c) Modelo en la posición deseada al definir como paralelos el eje de alineación y el eje de retroversión.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA LESIÓN SLAP TIPO 2

Se lleva la estructura a la posición inicial definida a 90° de abducción, 0° de elevación y 0° de rotación externa. Hay que recordar que debido al movimiento relativo de la escapula (ritmo escapular) los 90° de abducción del húmero son 60° de inclinación contra la glenoide (Rockwood & Matsen, 2000). La capsula se reconstruye manteniendo las medidas para conservar las regiones y los datos del paciente. En la Figura 11 se puede apreciar el paso desde el modelo neutro, cero grados en todo, hasta el modelo inicial.

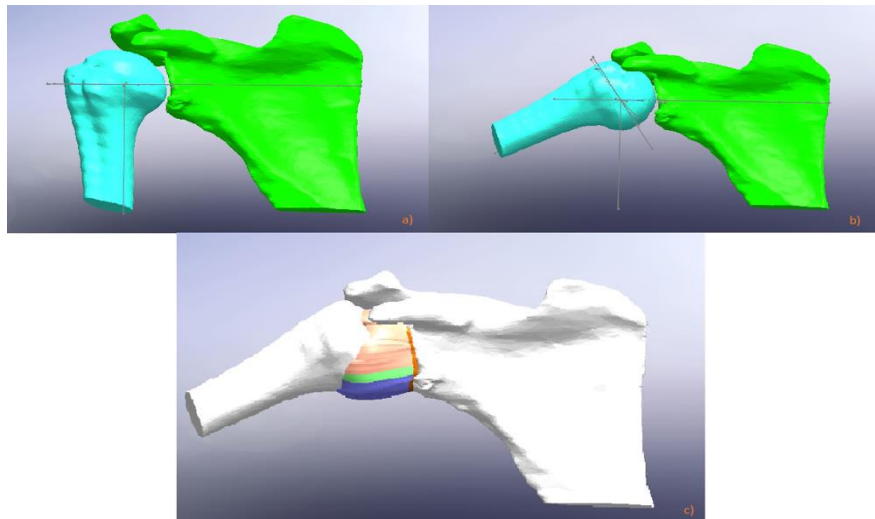


Figura 11 Imágenes del hombro. a) Huesos del hombro en posición neutral.
b) huesos del hombro en posición inicial. c) Huesos del hombro con tejido blando en posición inicial.

5. Materiales.

Este modelo solo tiene en cuenta la estructura ósea, los ligamentos y la cápsula sinovial. La cápsula sinovial se combinó con ligamentos glenohumerales y labrum para tener la misma curva de propiedades. El modelo simula una prueba de estabilidad del hombro que consiste en rotaciones externas con el húmero en 90 grados de abducción y 0 grados de extensión. Se aplicó una rotación externa de 0 grados hasta 60 grados. La estructura ósea se trabajó como el cuerpo rígido y el tejido blando con materiales hiperelásticos isotrópicos.

5.1. Modelo isotrópico hiperelástico

Se han revisado modelos de la articulación glenohumeral que se han trabajado con material isotrópico elástico (Drury, Ellis, Weiss, McMahon, & Debski, 2010) y con material isotrópico hiperelástico (Rainis, 2004). Se ha encontrado que los materiales isotrópicos hiperelásticos pueden ajustarse mejor al comportamiento los tejidos blandos de la articulación glenohumeral (Drury, Ellis, Weiss, McMahon, & Debski, 2011; NJ, 2006). Por esta razón, se decidió trabajar con un material isotrópico hiperelástico, para lo cual se proponen el de Veronda-Westmann y el Yeoh.

Los materiales hiperelásticos son definidos a partir de su energía de deformación W , la cuál es una función de la invariante desviadora de la deformación I . Existen tres invariantes las cuales son resultado de la deformación λ . Las invariantes son definidas a partir de la deformación según la ecuación (1). Por último, el esfuerzo de Cauchy σ es obtenido a partir de la derivada de la energía de deforación respecto a las invariantes como se muestra en la ecuación (2).

$$I_1 = \lambda^2 + \frac{2}{\lambda}, I_2 = 2\lambda + \frac{2}{\lambda^2}, I_3 = 1 \quad (1)$$

$$\sigma = 2 \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) \left(\frac{\partial W}{\partial I_1} + \frac{1}{\lambda} \frac{\partial W}{\partial I_2} \right) \quad (2)$$

5.1.1. Veronda Westmann Este modelo fue desarrollado en 1970 como una modificación de Mooney Rivlin, ecuación (3), donde se incluye un elemento exponencial tal como se ve en la ecuación (4) (Freed, 2014). Estas son las funciones de energía de deformación (Safshekan, Tafazzoli-Shadpour, Abdouss, & Shadmehr, 2016). En la ecuación (5) se muestra la función de esfuerzo de Cauchy resultante de la función de Veronda Westmann donde C representa las constantes.

$$W = \sum_{i=1}^2 C_i (I_i - 3) \quad (3)$$

$$W = C_1 (e^{C_2(I_1-3)} - 1) - \frac{C_1 C_2}{2} (I_2 - 3) \quad (4)$$

$$\sigma = 2C_1 C_2 \left(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda} \right) \left(e^{C_2(I_1-3)} - \frac{1}{2\lambda} \right) \quad (5)$$

5.1.2. Yeoh Modelo fenomenológico desarrollado en 1993 el cuál se da comúnmente en tercer orden, se caracteriza por solo poseer una base polinómica y la primera invariante desviadora del esfuerzo (Shahzad, Kamran, Siddiqui, & Farhan, 2015). En la ecuación (6) se muestra la función de energía de deformación donde N es el orden de la base polinómica y a son las constantes del material. La ecuación (7) muestra la función de esfuerzo de Cauchy resultante del modelo de Yeoh (Safshekan et al., 2016).

$$W = \sum_{i=1}^N C_{i0} (\bar{I}_1 - 3)^i \quad (6)$$

$$\sigma = C_1 (I_1 - 3) + C_2 (I_1 - 3)^2 + C_3 (I_1 - 3)^3 \quad (7)$$

5.2. Propiedades de los materiales

Los tejidos blandos se analizaron con materiales hiperelásticos isotrópicos. Primero, se encontraron las constantes de Veronda Westmann para los ligamentos glenohumerales con cápsula y labrum (Rainis, 2004). El software de análisis de elementos finitos ANSYS (ANSYS, Inc., Canonsburg, Pennsylvania) no tiene disponible en su librería el material Veronda Westmann, por esto se decide generar unas constantes para el modelo de Yeoh que se ajusten a las curvas de Veronda Westmann. Usando la ecuación de Veronda Westmann se dibujó las curvas del material que se puede ver en la figura 12 y luego se calcularon las constantes de Yeoh. Se usó Yeoh porque presenta un buen rendimiento para los estudios biomecánicos (Safshekan et al., 2016). Utilizando esto, las constantes se calcularon con una regresión lineal. En la que se puede ver las constantes de Veronda Westmann y las constantes de Yeoh calculadas.

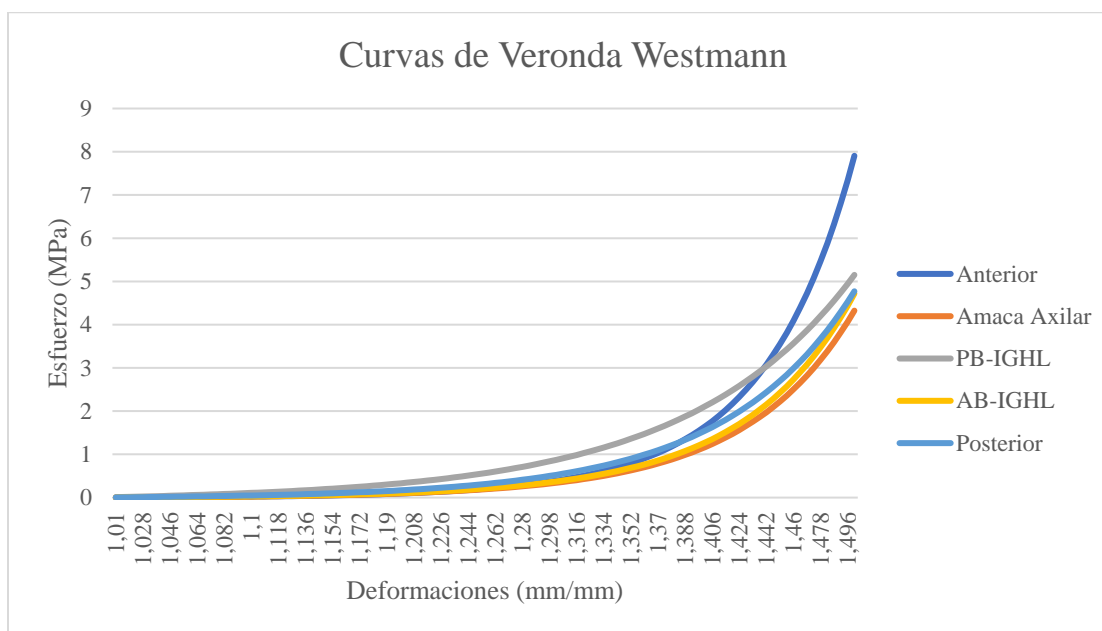


Figura 12 Graficas de las curvas de esfuerzo contra deformación de las diferentes regiones que comprende la capsula sinovial.

Tabla 1. Constantes de los materiales

Región Capsular	C1 (Mpa)		C2 (Mpa)		C3 (Mpa)		R ²
	Veronda Westmann	Yeoh	Veronda Westmann	Yeoh	Veronda Westmann	Yeoh	
Anterosuperior	0.07	0.50	6.8	-3.23	-	7.92	0.99
Posterior	0.27	0.28	4.4	-0.68	-	2.86	0.99
AB-IGHL	0.12	0.24	5.4	-1.19	-	3.66	0.99
PB-IGHL	0.91	0.29	3.1	-0.15	-	1.96	0.99
Bolsa Axilar	0.11	0.22	5.4	-1.09	-	3.35	0.99

Se utilizo un módulo de Bulk de 1000 (NJ, 2006). Con este valor para el módulo se obtiene una constante d de 0,002. La constante de incompresibilidad d de ANSYS (ANSYS, Inc., Canonsburg, Pennsylvania) se define como 2 dividido entre el módulo de bulk k como se ve en la ecuación (8). Finalmente, se malla la capsula con una combinación de elementos cuadráticos con lineales tipo Shell y la del húmero con elementos lineales tipo Brick. Por limitaciones en la capacidad de computo se asume el uso de un solo material para toda la capsula, se usó la curva para la zona posterior por ser la curva intermedia entre las calculadas.

$$d = \frac{2}{k} \quad (8)$$

6. Modelo de cálculo.

El modelo se resolvió en ANSYS (ANSYS, Inc., Canonsburg, Pennsylvania) utilizando su ecuación (2), que modela la forma de tercer grado de Yeoh. La cápsula se construyó como una superficie y se malló con un elemento tipo Shell. Se asume un espesor de 3 mm para la superficie que representa la capsula (HOWELL & GALINAT, 1989). La escápula no fue utilizada, en

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
 MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
 LESIÓN SLAP TIPO 2

cambio, la zona de inserción fue usada como soporte fijo al analizarse solo el movimiento relativo entre húmero y escápula, asumiéndose la escápula como estructura fija (Drury et al., 2010; Metan, Krishna, & Mohankumar, 2014; NJ, 2006). Además, se aplicó una rotación en el húmero en dirección axial de 0 grados hasta 60 grados (Moore, Musahl, McMahon, & Debski, 2004; Moore, Stehle, Rainis, McMahon, & Debski, 2008; Musahl, Moore, McMahon, & Debski, 2006). Por último, se usó una presión interna de 0.7 Kpa para imitar la presión interna de la capsula por acción del líquido sinovial y se simula el movimiento de translación, que se muestra en Tabla 2, que resultaría de aplicar 25 N en dirección anterior desde 0° hasta 60° de rotación externa (NJ, 2006).

Tabla 2 Translación del húmero para simular la aplicación de una fuerza de 25 N para rotación externa desde 0° hasta 60°.

Rotación Externa (°)	Translación del Húmero (mm)		
	Anterior	Medial	Superior
0	0	0	0
10	-4.6	-0.1	-0.4
20	-9.2	-0.1	-0.8
25	-11.5	-0.1	-1
40	-16.5	0.7	-3.6
50	-19.9	1.3	-5.4
60	-22.3	1.7	-6.7

6.1. Modelo por Elementos Finitos.

Para el cálculo se utilizó el módulo Transient Structural del Worbench ANSYS (ANSYS, Inc., Canonsburg, Pennsylvania). De manera que se pudo realizar una simulación en 7 pasos para imitar los movimientos presentados anteriormente. Cada paso se trabajó con 2 segundos, usando como

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA LESIÓN SLAP TIPO 2

valor nominal 500 subpasos con un mínimo de 50 subpasos un máximo de 5000 subpasos. Los contactos utilizados fueron: Unión fija entre capsula y cabeza humeral, línea de inserción de glenoide como soporte fijo y friccionales entre cabeza humeral y superficie interna de la capsula sinovial. Se aplica la presión de 0.7 KPa en la cara interna de la capsula sinovial y la rotación junto a la translación en el extremo del húmero. El húmero se encuentra en una posición donde la cara perpendicular a su eje transversa se encuentra paralela al plano sagital del cuerpo. Debido a que no hay más rotaciones a excepción de la rotación externa, y esta se da sobre el plano de la cara, se asume que el húmero se mueve igual a la cara sobre la que se aplica movimiento. El modelo final de cálculo es mostrado en la Figura 13.

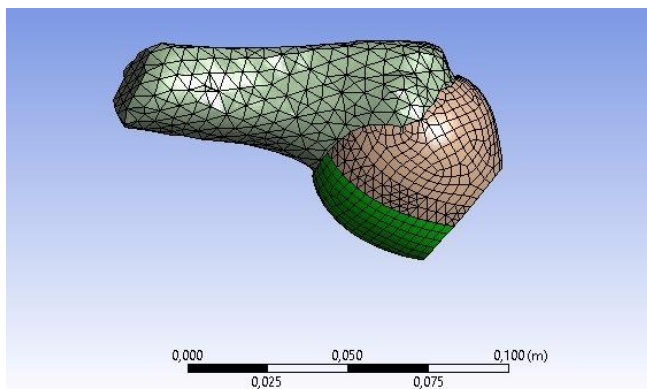


Figura 13 Mallado del modelo sin rotación de la articulación glenohumeral del hombro derecho, el cual incluye húmero como solido rígido y capsula con elementos tipo Shell.

Se calcula la deformación elástica equivalente de toda la capsula con elementos entre 1 y 5 mm para lograr llegar a una convergencia de los valores calculados como se aprecia en la Figura 16. Se llego a la conclusión de que los elementos de 2 mm son los indicados por dar buenos resultados

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

con menor número de elementos. Con esto se procede a determinar los valores de esfuerzo y deformación en las regiones principales para realizar la validación del modelo no patológico, en la Figura 14 se puede apreciar la deformación desde 0° hasta 60° .

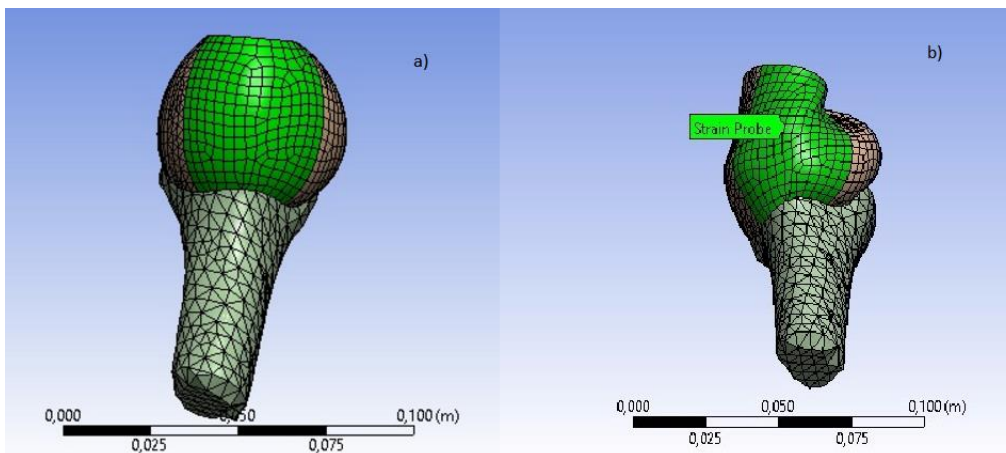


Figura 14 Modelo de la articulación glenohumeral con malla para cálculo de elementos finitos. a) Modelo en posición inicial con 0° de rotación externa. b) Modelo a 60° de rotación externa, 90° de abducción y 0° grados de elevación.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
 MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
 LESIÓN SLAP TIPO 2

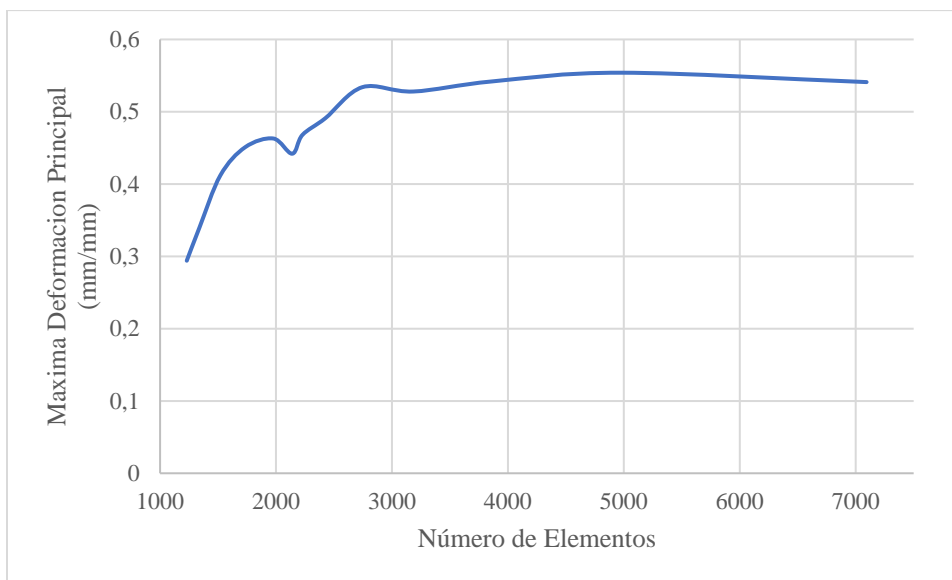


Figura 15 Curva de máxima deformación principal de la capsula contra número de elementos usados para calcular.

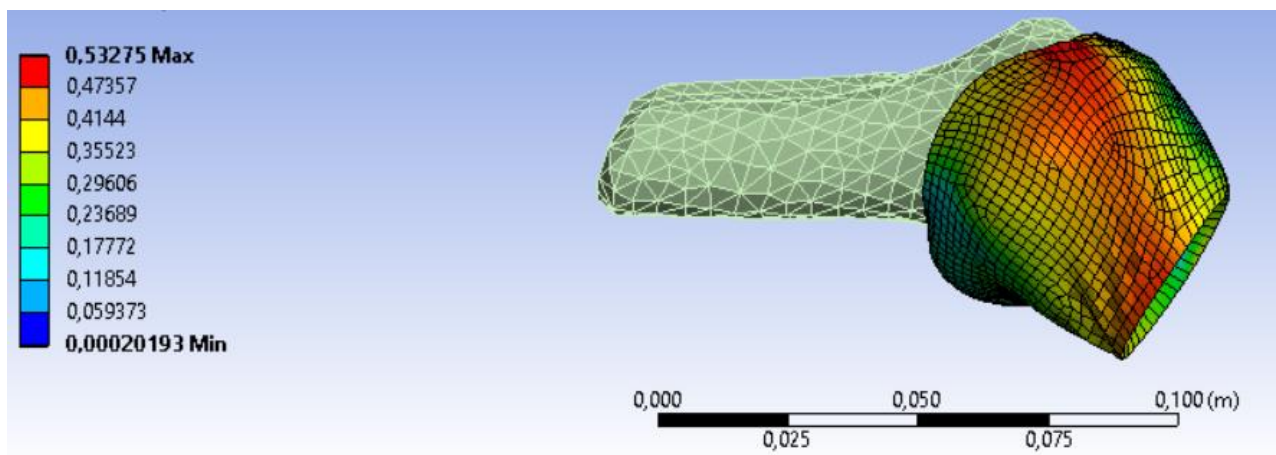


Figura 16 Resultados de los cálculos realizados en el software ANSYS (ANSYS, Inc., Canonsburg, Pennsylvania) para la determinación de deformaciones. Deformaciones del modelo cuando presenta una rotación externa de 60°

Tabla 3 Resultados obtenidos del análisis por elementos finitos.

Regiones de la Capsula	Rotación de 20°		Rotación de 40°		Rotación de 60°	
	Esfuerzo Equivalente de Von Misses (Mpa)	Máxima Deformación Principal (%)	Esfuerzo Equivalente de Von Misses (Mpa)	Máxima Deformación Principal (%)	Esfuerzo Equivalente de Von Misses (Mpa)	Máxima Deformación Principal (%)
Bolsa Axilar	0.50	23.9	3.59	37.3	16.6	48.7
PB-IGHL	0.17	10.5	0.48	19.3	1.54	28.9
AB-IGHL	0.54	24.4	3.74	37.6	16.6	48.7

6.2. Validación de modelo no patológico

Los datos obtenidos de máxima deformación principal en las diferentes regiones de banda anterior, banda posterior y bolsa axilar son comparados contra valores de modelos de casos sometidos a las mismas condiciones de carga y movimiento que fueron validados con datos experimentales (Debski et al., 1999; Drury et al., 2011, 2010; Moore et al., 2010; NJ, 2006), estos modelos de casos son explicados en la tabla 4 y graficados en Figura 17, Figura 18, Figura 19 y Figura 20. Con estos datos se calcula tres factores para comprobar el comportamiento de los datos. Se calcula la razón entre los resultados de la AB-IGHL con los de la PB-IGHL de la ecuación (7), los resultados de la bolsa axilar con los de la PB-IGHL de la ecuación (8) y los resultados de la PB-IGHL los de la bolsa axilar de la ecuación (9). Tabulando los resultados en la tabla 5

$$Factor \frac{AB}{PB} = \frac{Maxima Deformación Principal del AB-IGHL}{Maxima Deformación Principal del PB-IGHL} \quad (7)$$

$$Factor \frac{BA}{PB} = \frac{Maxima Deformación Principal de la Bolsa Axilar}{Maxima Deformación Principal del PB-IGHL} \quad (8)$$

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
 MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
 LESIÓN SLAP TIPO 2

$$\text{Factor } \frac{AB}{BA} = \frac{\text{Maxima Deformación Principal del AB-IGHL}}{\text{Maxima Deformación Principal de la Bolsa Axilar}} \quad (9)$$

Tabla 4 Características de los modelos teóricos usados como patrón de comparación

MODELO	CARACTERISTICAS
Caso 1	Modelo de la capsula con material isotrópico elástico considerando 5 materiales diferentes para la capsula. Cadáver de un hombre de 45 años y se considera el labrum.
Caso 2	Modelo de la capsula con 5 materiales isotrópicos hiperelásticos. Cadáver de un hombre de 45 años y no se considera el labrum.
Caso 3	Modelo de la capsula con 5 materiales isotrópicos hiperelásticos. Cadáver de un hombre de 66 años y no se considera el labrum.
Caso 4	Modelo de la capsula con material isotrópico elástico considerando 5 materiales diferentes para la capsula. Cadáver de un hombre de 45 años y no se considera el labrum.
Simulación	Modelo simulado en este trabajo. La capsula como un solo material isotrópico hiperelástico. Paciente masculino de entre 18 y 20 años. No se considera el labrum.

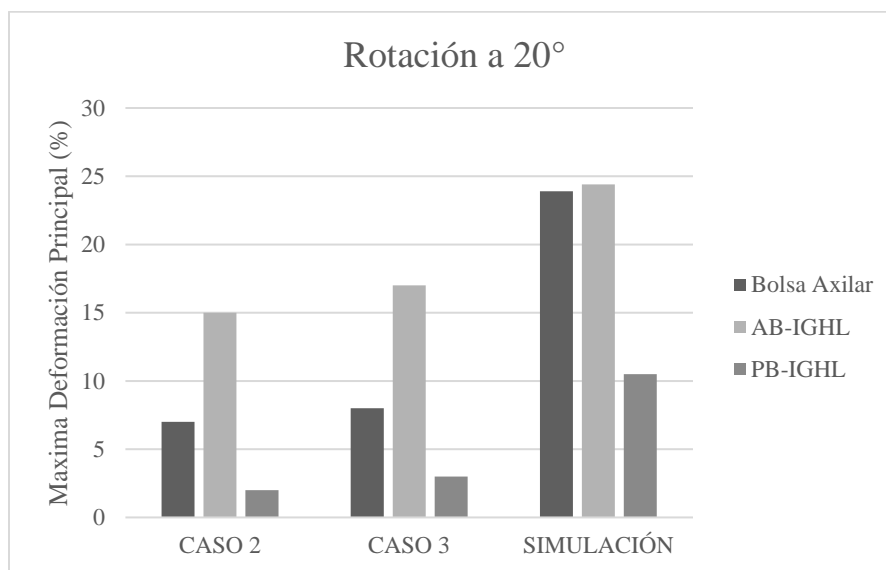


Figura 17 Validación del modelo sano al comparar los resultados con resultados de modelos validados. Datos de máxima deformación principal en la bolsa axilar, AB-IGHL y PB-IGHL en las posiciones a rotación externa de 20°

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
 MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
 LESIÓN SLAP TIPO 2

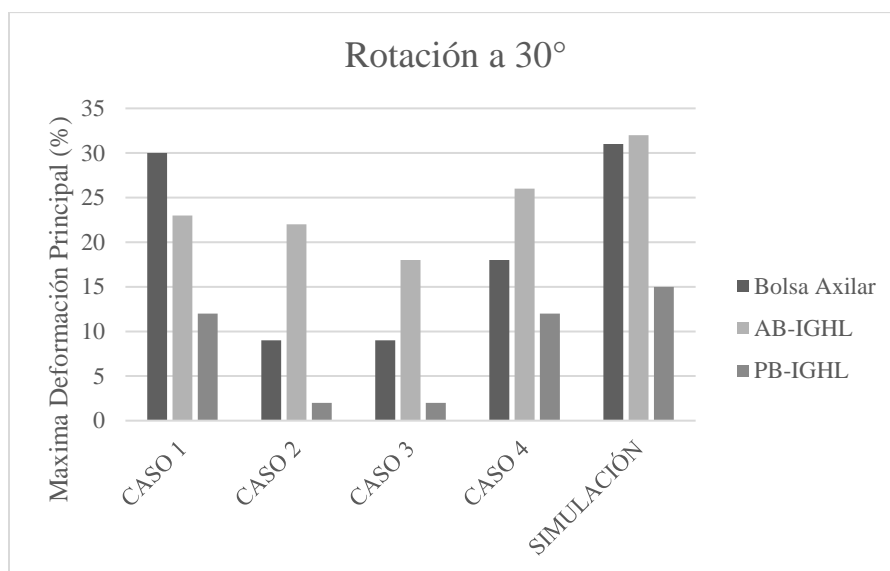


Figura 18 Validación del modelo sano al comparar los resultados con resultados de modelos validados. Datos de máxima deformación principal en la bolsa axilar, AB-IGHL y PB-IGHL en las posiciones a rotación externa de 30°

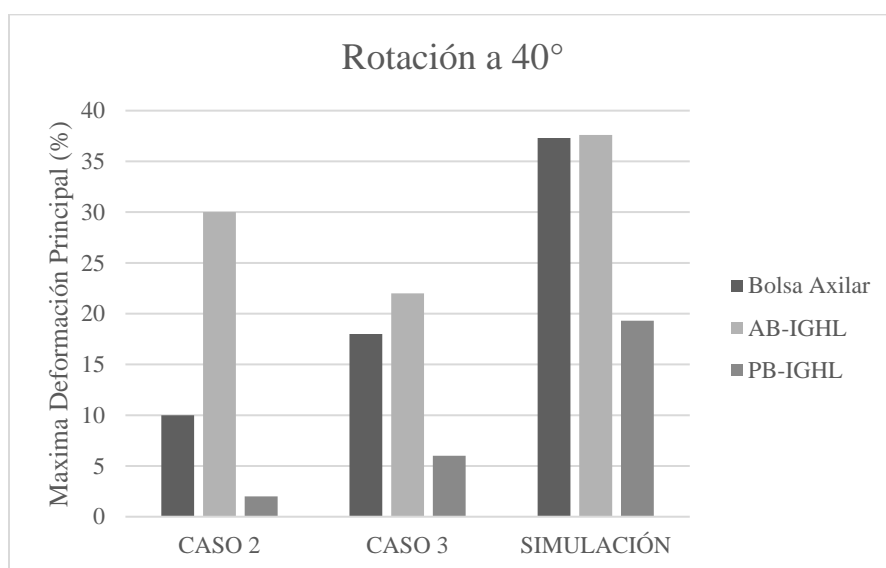


Figura 19 Validación del modelo sano al comparar los resultados con resultados de modelos validados. Datos de máxima deformación principal en la bolsa axilar, AB-IGHL y PB-IGHL en las posiciones a rotación externa de 40°

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

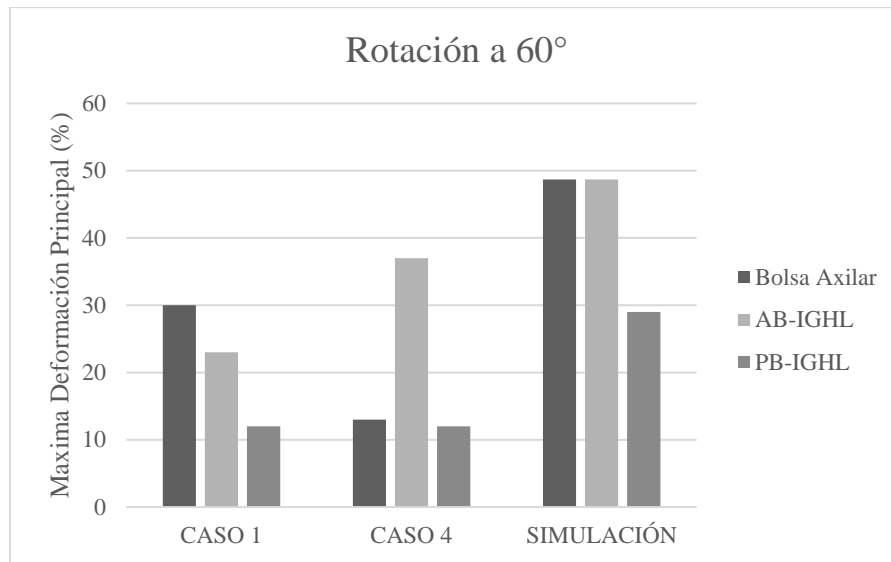


Figura 20 Validación del modelo sano al comparar los resultados con resultados de modelos validados. Datos de máxima deformación principal en la bolsa axilar, AB-IGHL y PB-IGHL en las posiciones a rotación externa de 60°

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
 MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
 LESIÓN SLAP TIPO 2

Tabla 5 Resultados de los modelos teóricos y del modelo de la simulación presente en este trabajo junto a los factores de comparación calculados.

	Bolsa Axilar	AB-IGHL	PB-IGHL	Factor AB/AP	Factor BA/PB	Factor AB/BA
60°						
TEORICO 1	30	23	12	1,92	2,50	0,77
TEORICO 4	13	37	12	3,08	1,08	2,85
SIMULACIÓN	48,7	48,7	29	1,68	1,68	1,00
40°						
TEORICO 2	10	30	2	15,00	5,00	3,00
TEORICO 3	18	22	6	3,67	3,00	1,22
SIMULACIÓN	37,3	37,6	19,3	1,95	1,93	1,01
30°						
TEORICO 1	30	23	12	1,92	2,50	0,77
TEORICO 2	9	22	2	11,00	4,50	2,44
TEORICO 3	9	18	2	9,00	4,50	2,00
TEORICO 4	18	26	12	2,17	1,50	1,44
SIMULACIÓN	31	32	15	2,13	2,07	1,03
20°						
TEORICO 2	7	15	2	7,50	3,50	2,14
TEORICO 3	8	17	3	5,67	2,67	2,13
SIMULACIÓN	23,9	24,4	10,5	2,32	2,28	1,02

Con estos factores se puede ver como el modelo se encuentra entre los límites para los casos de rotación externa de 60° y 90°. Mientras que en los casos de rotación externa de 20° y 40° se encuentra fuera de estos, pero se acerca. Por tanto, se considera que el modelo presenta un comportamiento aceptable. Siendo este comportamiento la relación de deformación entre las 3 divisiones de la zona inferior de la capsula.

7. Implementación de patología y análisis.

A partir de una resonancia de un paciente diferente el cual presenta un SLAP tipo II en la zona anterosuperior se realiza la construcción de la lesión del modelo. Dado que el SLAP tipo II consiste en una separación del Labrum y la glenoide, se simula la lesión cambiando la relación de soporte fijo de la zona de inserción. Originalmente, toda la zona de inserción se encontraba fija, ahora se elimina esta relación en la zona anterosuperior que corresponda a la lesión sufrida por el segundo paciente. Este segundo paciente es un hombre colombiano de entre 20 y 25 años.

7.1.Construcción del SLAP.

A partir de las imágenes de la resonancia del segundo paciente, que se pueden ver en Figura 21, se definió lo punto de inicio y final para retirar la condición de soporte fijo de la zona de inserción, una vez terminado esto se procede a calcular nuevamente el modelo conservando todas las variables anteriores. Este SLAP tipo II corresponde a una subdivisión A la cual se refiere a un daño en la zona anterior, también existen los subdivisión B y C que se refieren a daños en la zona posterior y la anteroposterior (February et al., 2011). Este estudio solo trabajo en la lesión SLAP tipo IIA específica del paciente.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
 MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
 LESIÓN SLAP TIPO 2

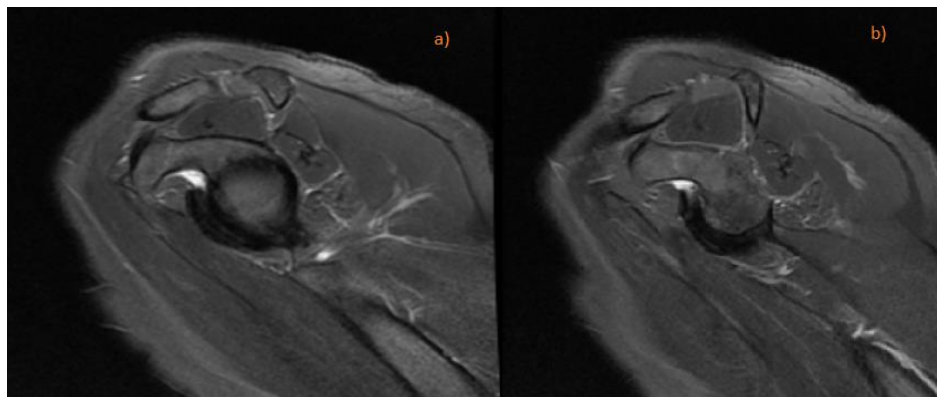


Figura 21 Imágenes de la resonancia del segundo paciente en la cual se puede apreciar una lesión SLAP tipo II, zona de color blanca, en imágenes en referencias de a) WL: 321 WW: 643 y b) WL: 344 WW: 688.

7.2. Cálculo por elementos finitos.

El modelo que simula el SLAP es resuelto como se muestra en la figura 22 y se obtuvieron los resultados presentes en la tabla 6. Se puede apreciar un aumento considerable en los valores de esfuerzo y máxima deformación principal que sufren las zonas de la bolsa axilar y la banda anterior del ligamento glenohumeral inferior. banda posterior del ligamento glenohumeral inferior y la zona posterior no muestran un cambio tan representativo en sus valores.

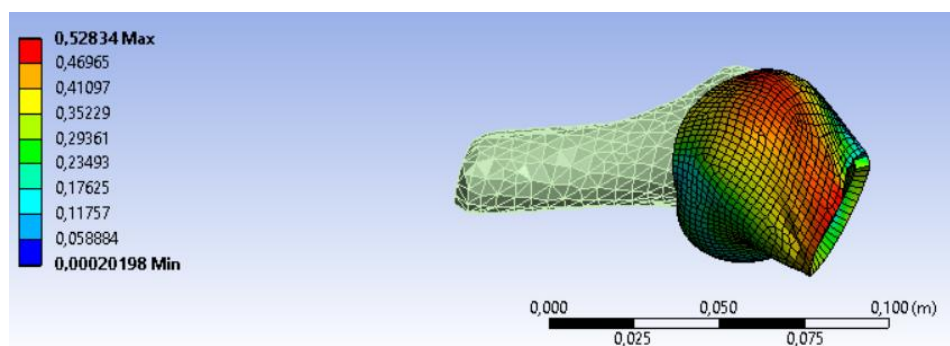


Figura 22 Ejemplo de cálculo de deformación equivalente de la articulación glenohumeral a 60° cuando presenta una lesión SLAP tipo II.

Tabla 6 Resultados de la simulación del modelo 3D de la articulación glenohumeral cuando presenta una lesión de SLAP tipo II.

Regiones de la Capsula	Rotación de 20°		Rotación de 40°		Rotación de 60°	
	Esfuerzo Equivalente de Von Mises (Mpa)	Máxima Deformación Principal (%)	Esfuerzo Equivalente de Von Mises (Mpa)	Máxima Deformación Principal (%)	Esfuerzo Equivalente de Von Mises (Mpa)	Máxima Deformación Principal (%)
Bolsa Axilar	0.56	24.7	3.66	37.4	17.4	49.2
PB-IGHL	0.16	10.4	0.48	19.3	1.19	25.1
AB-IGHL	1.29	29.7	5.16	39.3	23.8	51.4

8. Resultados

El modelo no patológico presenta un comportamiento similar a los modelos teóricos que han sido validados experimentalmente. La distribución del esfuerzo y las máximas deformaciones principales en las regiones inferiores de la capsula muestran como la banda anterior del ligamento glenohumeral es la que soporta mayor carga durante el movimiento. Seguida de la bolsa axilar quien ayuda a soportar tanto la rotación como el desplazamiento anterior. Por último, la banda posterior del ligamento glenohumeral soporta menor carga, debido a que su función en este movimiento es de limitar la translación.

Con los dos modelos se puede realizar una comparación como se muestra en Figura 23, Figura 24, Figura 25, donde se aprecia que el daño en la región anterosuperior de la glenoide afecta la distribución de esfuerzos en la capsula, causando un aumento significativo en la carga y la deformación de la banda anterior del ligamento glenohumeral inferior y en la bolsa axilar. Por el

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
 MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
 LESIÓN SLAP TIPO 2

contrario, las regiones posteriores se alteran muy levemente mostrando que en el movimiento de rotación externa solo cumplen el deber de limitar la translación del húmero en dirección posterior.

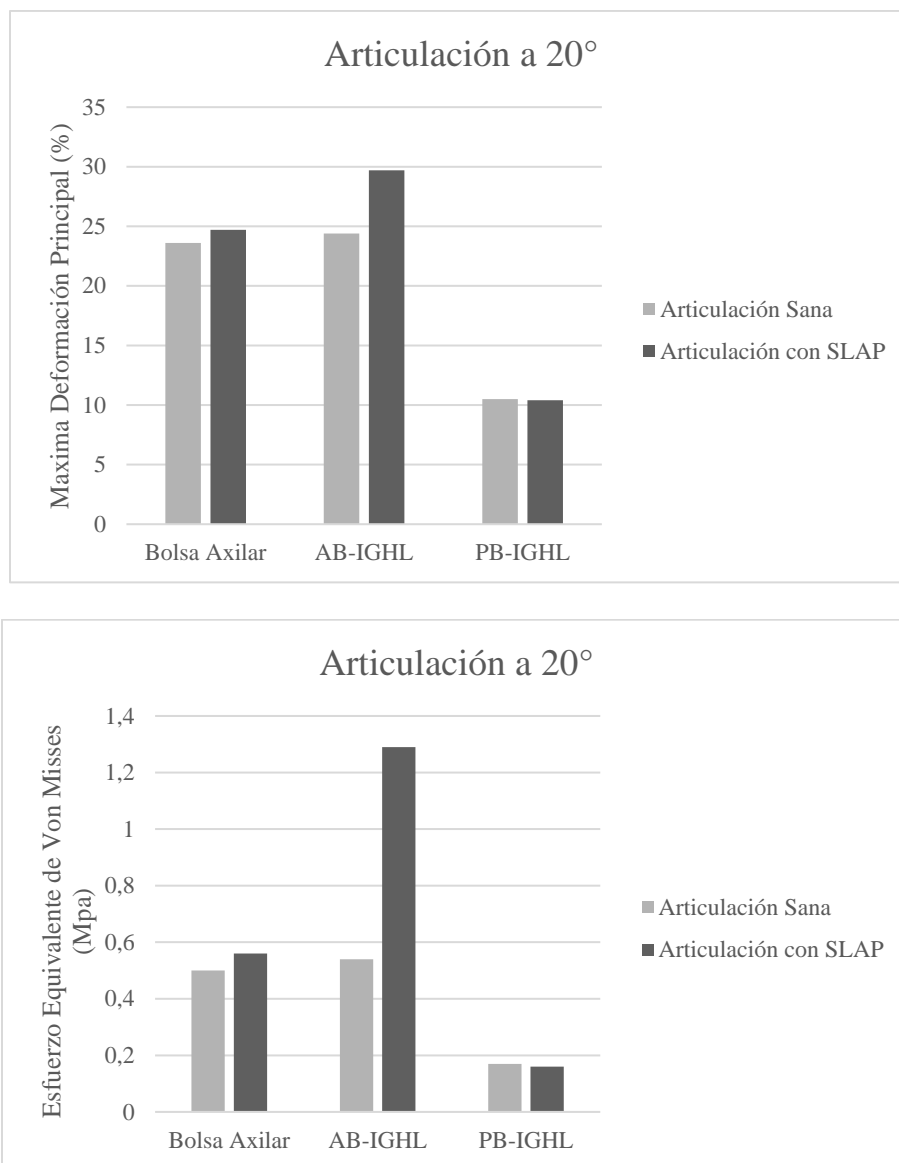


Figura 23 Comparación entre los resultados de una articulación glenohumeral sana y una que presente lesión de SLAP tipo II. Se muestra las gráficas de Máxima deformación principal a 20° y Esfuerzo Equivalente de Von Mises a 20°.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
 MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
 LESIÓN SLAP TIPO 2

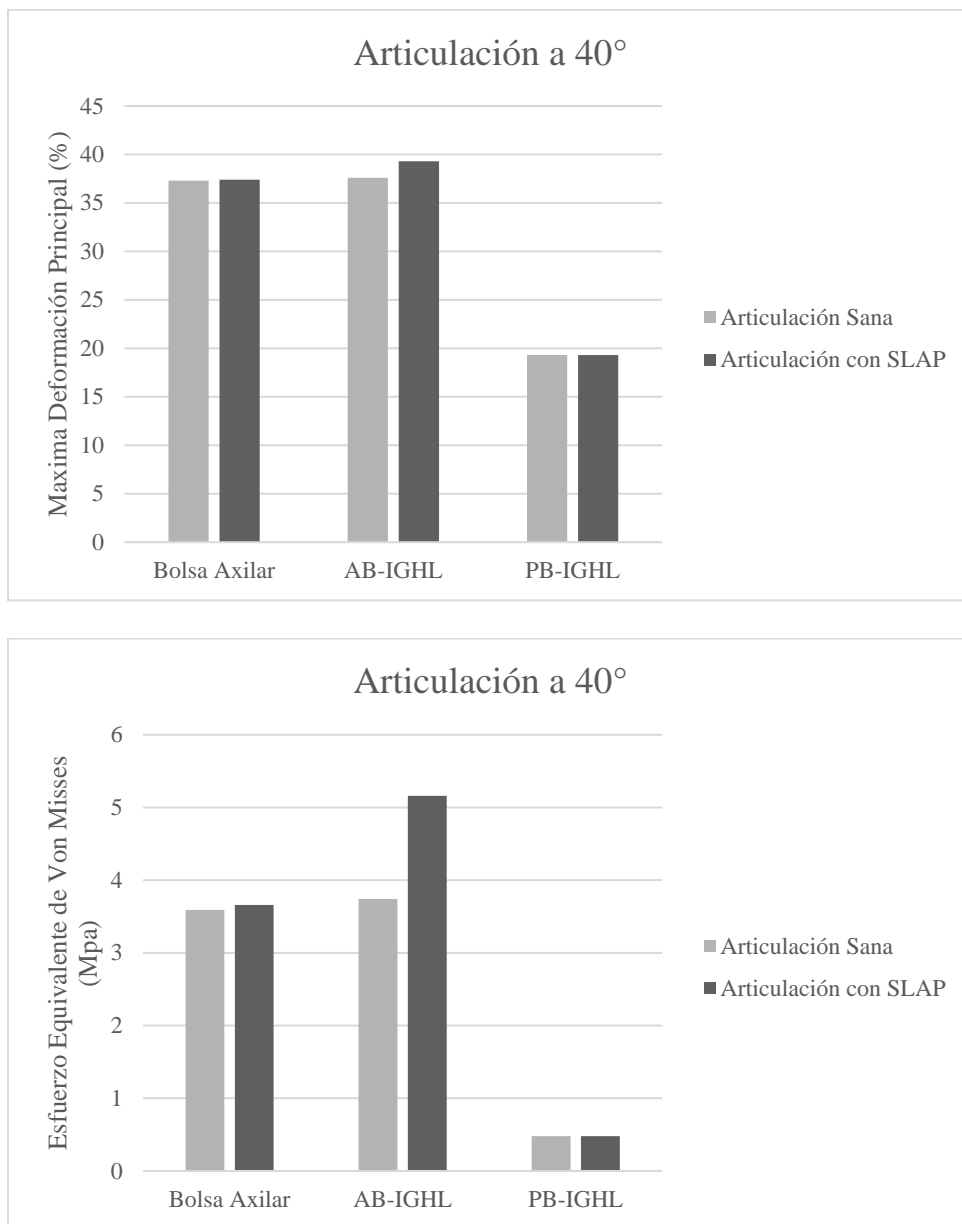


Figura 24 Comparación entre los resultados de una articulación glenohumeral sana y una que presente lesión de SLAP tipo II. Se muestra las gráficas de Máxima deformación principal a 40° y Esfuerzo Equivalente de Von Mises a 40°.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
 MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
 LESIÓN SLAP TIPO 2

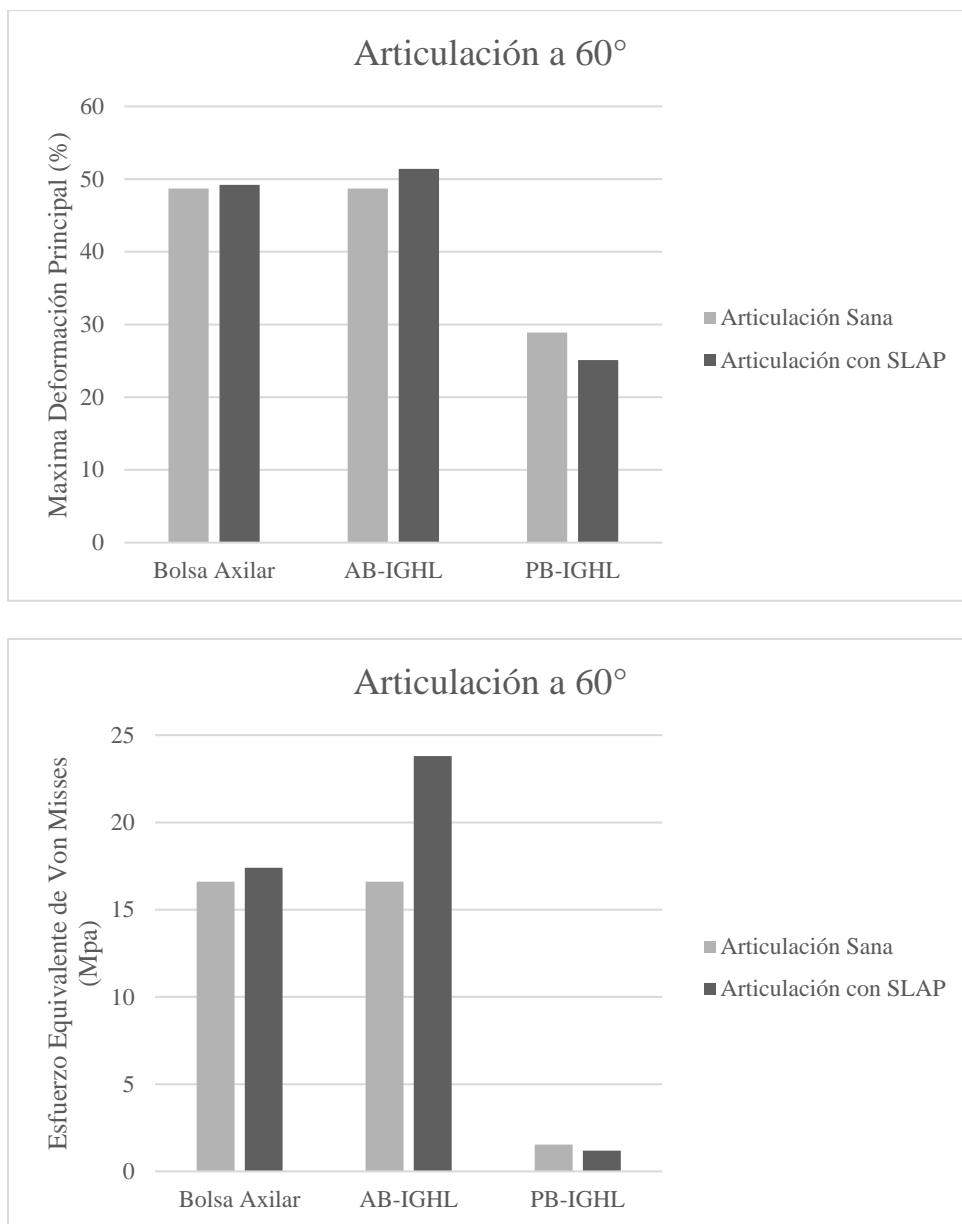


Figura 25 Comparación entre los resultados de una articulación glenohumeral sana y una que presente lesión de SLAP tipo II. Se muestra las gráficas de Máxima deformación principal a 60° y Esfuerzo Equivalente de Von Misses a 60°.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA LESIÓN SLAP TIPO 2

En la Figura 23 se aprecia como en el instante en que el húmero se encuentra a una rotación de 20° la articulación glenohumeral con SLAP tipo II presenta una diferencia más pronunciada en relación a la articulación sana. La banda anterior del ligamento glenohumeral inferior presenta un aumento del 160% del esfuerzo equivalente de Von Misses. Llegando a los 40° el esfuerzo de la articulación con patología medido en esta misma región es 11% mayor al de la articulación sana. Al llegar a los 60° la diferencia vuelve a aumentar a 53%.

Se puede concluir que la posición del húmero con rotación exterior de 20° es donde el SLAP genera un mayor efecto en el comportamiento normal de la articulación. Al contrario, a los 40° es donde la articulación sana y la articulación patológica presenta datos con menor divergencia entre ellas. La banda posterior del ligamento inferior se carga y se deforma menos en la articulación lesionada que en la articulación sana. Al ser esta una lesión tipo IIA el mayor daño se presenta en la zona anterior la cual debe distribuir los esfuerzos de forma diferente para compensar la desinserción.

Este estudio demuestra porque un SLAP tipo II debe intervenir a diferencia de otros subtipos del SLAP donde no hay desprendimiento y pueden tratarse con métodos no quirúrgicos (Chen, Goldberg, & Barmare, 2015). La complicación de esta lesión, como se ve en los resultados, es que genera grandes picos de esfuerzo en las demás zonas de la capsula por lo que puede evolucionar en una lesión más grave en los tejidos blandos. Considerando que estos son los encargados de la estabilidad en la articulación glenohumeral la lesión de SLAP tipo II, o cualquier otra lesión que involucre desprendimiento del labrum, se recomienda detectarse e intervenir de forma oportuna.

9. Discusión de resultados

9.1. Creación del modelo 3D

En otros trabajos se realizó este tipo de análisis sobre modelos cadavéricos, tomando datos de imágenes médicas de dichos cadáveres. En este estudio se trabajó con imágenes médicas de una persona viva buscando simular un caso particular de un paciente. Se generó el modelo patológico en base a resonancia y tomografías del mismo paciente para asegurar que tanto el tejido blando como la estructura ósea coincidieran con la anatomía del paciente. Con lo anterior se consiguió que el modelo fuera lo más geoméricamente específico posible.

Al trabajar en base a imágenes médicas tomadas en un centro médico para un diagnóstico impone varias limitaciones. La principal fue que el paciente no se encontraba en la misma posición en que se planeaba realizar la simulación por tanto se tuvo que corregir esta posición en el modelo a partir de ecuaciones y procedimientos planteados en otros trabajos. Se trabajó con estudios de la geometría del cuerpo realizados en individuos europeos. A partir de lo anterior se sugiere replicar dichos trabajos en individuos colombianos, para estudiar los cambios de la geometría de las estructuras de la articulación glenohumeral al variar la etnia del individuo.

Otra limitación, con un menor efecto en el desarrollo del modelamiento, fue que las imágenes fueron tomadas con fines de diagnóstico clínico y no de modelamiento, por lo tanto, el espacio entre cada imagen es muy amplio generando complicaciones al momento de realizar la segmentación. El problema anterior se puede corregir fácilmente al realizar un procedimiento de corrección manual sobre las imágenes obtenidas.

9.2.Simulación

9.2.1. Material El software ANSYS (ANSYS, Inc., Canonsburg, Pennsylvania) no tiene programado el modelo hiperelástico de Veronda Westmann, por lo tanto, las constantes obtenidas de trabajos anteriores no se pudieron aplicar directamente. Se calcularon las constantes para crear una curva del modelo de Yeoh que se ajustara a las curvas de Veronda Westmann obtenidas. Estas curvas calculadas se ajustan a las curvas de Veronda Westmann con coeficiente r^2 de regresión lineal superiores al 0.97, por tanto, se consideran un buen ajuste de constantes.

Para este trabajo se asumió un solo material para toda la capsula, esta suposición se considera validada al encontrarse que la simulación presenta un comportamiento similar al de otros modelos validados en trabajos anteriores. Por tanto, se puede realizar una aproximación de la capsulo a un solo material equivalente para simplificar el modelo. Aunque para poder tener completa certeza de esta afirmación es necesario realizar más pruebas para poder aplicar análisis estadísticos adecuado.

Se aprovecho las zonas de inserción captadas en las imágenes médicas para el proceso de reconstrucción de tejido blando y las diferentes zonas del hombro, como las tuberosidades, para el posicionamiento del modelo. Esto refuerza el concepto de un modelo geométrico con una alta fidelidad a las estructuras anatómicas.

9.2.2. Mallado El mallado del modelo se realizó con las herramientas presentes en el módulo Workbench del software ANSYS (ANSYS, Inc., Canonsburg, Pennsylvania). Dada la geometría compleja presente en estructuras orgánicas se encuentra que estas herramientas de mallado son limitadas pero logran dar resultados aceptables. Se procedió a utilizar malla por aproximación buscando que esta fuera más fina en zonas donde la geometría fuera más irregular.

9.2.3. Validación del modelo Para poder realizar la validación se plantean 3 factores que midan la relación entre las deformaciones principales de las 3 regiones inferiores de la capsula. Estos factores son calculados en la simulación de este trabajo y en 4 modelos de casos diferentes. Estos cuatro modelos fueron validados contra datos experimentales en otros trabajos y por tanto se consideran patrones para definir si los resultados obtenidos los validos o no.

Se encontró que la simulación presenta la mayoría de los valores de comportamiento en rangos intermedios a los casos usados como patrón. En las condiciones donde no se encuentra entre los rangos se encuentra cerca de estos y por tanto se considera validado. De este proceso lo que más destaca es que solo uno de los modelos tenía en cuenta la acción del labrum.

9.2.4. Caso con Patología Al modelar el caso con patología se encontró que las deformaciones máximas principales no presentan una gran diferencia con respecto al modelo sano. A pesar de perder una zona de inserción, el resto de la estructura intenta mantener la posición. Por el contrario, se evidencia un aumento amplio de esfuerzo equivalente, esto debido a la reducción de la zona de contacto entre capsula y la glenoide.

El mayor aumento de carga lo sufre la banda anterior del ligamento glenohumeral inferior, dado que al reducirse la zona anterosuperior todo el trabajo de limitar el movimiento de translación

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA LESIÓN SLAP TIPO 2

anterior del humero recae sobre esta región. En el modelo sano también se puede apreciar que es una región que constantemente está expuesta a altas cargas y al considerar su tamaño pequeño en comparación a la bolsa axilar o a la región anterosuperior lo explica porque es la región más propensa a sufrir lesiones (Walz, Burge, & Steinbach, 2015).

La banda posterior del ligamento glenohumeral inferior presenta una disminución de la carga a la que se ve sometida en caso de SLAP en comparación al caso de la articulación sana. Se plantea que esto es debido a que en este movimiento específico la translación tiende a ser en dirección anterior y por tanto la banda posterior solo sufre el esfuerzo de la elongación al mantener en humero en posición durante la rotación. Realizar la simulación y las pruebas experimentales de otro test de estabilidad como el test de Hawkin y Kennedy ayudará a aclarar la participación de la banda posterior durante un SLAP (Mcsp, 2017).

La carga de la bolsa axial cuando la articulación presenta un SLAP es levemente mayor al caso de la articulación sana. No se da un cambio considerable dado que la bolsa axilar se ubica en la región más baja de la capsula, su deber es contraponerse a las translaciones en dirección inferior. El único efecto que tiene la desinserción de la región antero superior sobre la bolsa axilar es el aumento de elongación del movimiento.

9.3. Relevancia

9.3.1. Relevancia ingenieril

Este trabajo asume el uso de un material equivalente para modelar un tejido orgánico el cual presenta 5 propiedades diferente. Esta suposición tiene un resultado aceptable planteando la posibilidad de realizar más pruebas bajo esta premisa en intentar definir la capsula como un solo

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA LESIÓN SLAP TIPO 2

material. Lo anterior tiene como fin reducir las exigencias de cálculo al simplificar el modelo reduciendo contactos y materiales.

Se creó un modelo 3D de la articulación glenohumeral de un hombro derecho, el cuál presenta estructura ósea y capsula sinovial obtenidos de imágenes médicas junto a referencia anatómicas. Este modelo presenta los ejes biológicos de rotación, por lo tanto, puede ser modificada su posición para realizar otros estudios como simulaciones de otros test de estabilidad entre otros.

9.3.2. Relevancia médica Se realizó un proceso de reconstrucción similar a la ingeniería inversa para la creación de un modelo 3D de una estructura biológica. Con esto se muestra la versatilidad de los usos para software de segmentación de imágenes médicas. Se plantea el uso de estos softwares junto al análisis de elementos finitos como una herramienta que apoye los diagnósticos y estudios médicos en casos de pacientes particulares.

Para el caso particular de este paciente se sugiere realizar la simulación del Hill Sach con Bankar que presenta, y que fue reparado para crear el modelo sano, para analizar cuál es el comportamiento específico de su lesión junto al efecto que tiene en su articulación. Este estudio puede ser comparado junto a la historia clínica del paciente para validar el uso de este modelo como una herramienta de apoyo médico.

9.4.Limitaciones del modelo

El labrum, los ligamentos glenohumerales y la cápsula se tomaron como una sola superficie con un espesor homogéneo. Mientras que, en la anatomía, el grosor en la cápsula cambia dependiendo

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA LESIÓN SLAP TIPO 2

del ligamento glenohumeral que está sobre la zona. Para futuros estudios se sugiere considerar un espesor variable y separar el labrum de las otras estructuras. Esto debido a que el labrum tiene un rendimiento más parecido a un cartílago que a un ligamento, porque tiene propiedades más resistentes y menos elasticidad (Ferguson, Bryant, & Ito, 2001). Además, en otros estudios se ha demostrado que el labrum tiene un papel importante en la correcta distribución del esfuerzo (Drury et al., 2010).

El tendón bicipital está relacionado con la lesión SLAP debido a que el desprendimiento del labrum se aplica en la zona de inserción de la cabeza larga del tendón bicipital. Incluso, el tratamiento principal para la lesión SLAP Tipo II es la reinserción del labrum y el tendón (Narbona, 2012). A partir de eso, se recomienda agregar al modelo un cuerpo para simular el comportamiento del tendón en la prueba. El tendón podría simularse como un cuerpo con una carga previa obtenida de datos experimentales (Metan et al., 2014). Sin embargo, este trabajo podría considerarse como un estudio del SLAP tipo II en un paciente que ha sufrido una cirugía de tenotomía antes de la lesión SLAP. La tenotomía es un procedimiento médico en el cual se corta la cabeza del tendón bicipital largo para reducir el dolor en caso de inflamación del tendón (Walch et al., 2005).

Finalmente, es importante recordar que esta es una simulación computacional y es solo una aproximación numérica con datos obtenidos de cadáveres y estos datos probablemente no coincidan completamente con la biología del paciente. Por esta razón, los resultados obtenidos en este estudio deben considerarse cualitativamente y no cuantitativamente. La distribución del estrés es el resultado más importante porque permite determinar cómo cambia el rendimiento del hombro cuando aparece una lesión SLAP tipo II. La simulación del modelo patológico se asumió validado a partir de la validación del modelo no patológico, pero será realmente importante tener una corroboración experimental en un estudio futuro.

10. Conclusiones

Se obtuvo un modelo CAD de la articulación glenohumeral el cual incluye la estructura ósea junto a la mezcla entre capsula sinovial y ligamentos glenohumerales. El cuerpo capsular presenta las divisiones entre regiones y el labrum. Este modelo contiene los ejes biológicos de rotación del humero por lo tanto puede ser modificada su posición sin comprometer las distancias anatómicas. Este modelo CAD está basado en un paciente en particular, pero puede ser utilizado para diferentes estudios.

Se simula la rotación y translación causada sobre una articulación glenohumeral a recibir una fuerza de 25 N para provocar una rotación con leve translación. Lo anterior fue simulado utilizando la translación y la rotación resultante al aplicar la fuerza. Se realizó la suposición de trabajar el tejido blando como un solo material equivalente y se obtuvieron resultados favorables en la validación, al encontrarse que la relación entre las deformaciones principales de las regiones inferiores del modelo se encuentra entre los rangos dados por modelos de otros casos realizados en estudios anteriores.

Al aplicarse modificaciones geométricas al modelo para simular una lesión de SLAP tipo IIA se encontró que existe un leve aumento en las deformaciones principales de las regiones inferiores de la capsula. El esfuerzo equivalente de Von Mises se mantiene casi constante en la región de la bolsa axilar y la PB-IGHL, en esta última tiende a ser menor el esfuerzo en una articulación en presencia de SLAP que en una articulación sana. En el caso de la AB-IGHL el esfuerzo aumenta en la articulación patológica, teniendo un aumento del 160% al encontrarse a 20° de rotación externa, un aumento de 11% a los 40° y un aumento de 53% a los 60° de rotación externa.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

A partir de este estudio biomecánico de este modelo de movimiento transitorio, se determinó que las articulaciones glenohumerales con lesiones de SLAP tipo IIA, al ser sometidas a movimientos por encima del hombro, generan una alta carga en la banda anterior del ligamento glenohumeral inferior. Con esto se infiere que las lesiones SLAP tipo IIA pueden dar origen a lesiones de inestabilidad anterosuperior, algo que no se puede comprobar en estudios *in vivo* dado que estas lesiones generan dolor incapacitante en el paciente, pero con el apoyo de análisis computacional como el de este trabajo y experimentación *in vitro* puede llegar a caracterizarse a futuro.

Referencias bibliográficas

- Bengtzen, R. R., & Daya, M. R. (2017). Shoulder. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-35479-0.00046-5>
- Boileau, P., & Walch, G. (1997). The Three-Dimensional Geometry of the Proximal Humerus: Implications for Surgical Technique and Prosthetic Design. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 79(5), 857–865. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.79B5.7579>
- Chen, D., Goldberg, J., & Barmare, A. (2015). Surgical interventions for type II superior labrum anterior posterior (SLAP) lesions. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2015(10). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD011916>
- Debski, R. E., Wong, E. K., Woo, S. L. Y., Sakane, M., Fu, F. H., & Warner, J. J. P. (1999). In situ force distribution in the glenohumeral joint capsule during anterior-posterior loading. *Journal of Orthopaedic Research*, 17(5), 769–776. <https://doi.org/10.1002/jor.1100170523>
- Doyle, A. J., & Burks, R. T. (1998). Comparison of humeral head retroversion with the humeral axis/biceps groove relationship: A study in live subjects and cadavers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 7(5), 453–457. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(98\)90193-8](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(98)90193-8)
- Drury, N. J., Ellis, B. J., Weiss, J. A., McMahon, P. J., & Debski, R. E. (2011). Finding consistent strain distributions in the glenohumeral capsule between two subjects: Implications for development of physical examinations. *Journal of Biomechanics*, 44(4), 607–613. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.11.018>
- Drury, N. J., Ellis, B. J., Weiss, J. a, McMahon, P. J., & Debski, R. E. (2010). The impact of glenoid labrum thickness and modulus on labrum and glenohumeral capsule function. *Journal of biomechanical engineering*, 132(12), 121003. <https://doi.org/10.1115/1.4002622>

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
 MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
 LESIÓN SLAP TIPO 2

Egmentation, S., Pham, D. L., Xu, C., & Prince, J. L. (2000). C m m i s.

February, J., Levine, W. N., Solomon, D. J., Gallo, R. A., Hinton, R. Y., Hunter, D. M., ... Heller, H. (2011). Slap Tears, (February).

Ferguson, S. J., Bryant, J. T., & Ito, K. (2001). The material properties of the bovine acetabular labrum. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(5), 887–896. [https://doi.org/10.1016/S0736-0266\(01\)00007-9](https://doi.org/10.1016/S0736-0266(01)00007-9)

Freed, A. D. (2014). *Soft Solids*. Cham: Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-03551-2>

HOWELL, S. M., & GALINAT, B. J. (1989). The Glenoid??Labral Socket. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, NA;(243), 122??125. <https://doi.org/10.1097/00003086-198906000-00018>

Itoi, E., Lee, S. B., Berglund, L. J., Berge, L. L., & An, K. N. (2000). The effect of a glenoid defect on anteroinferior stability of the shoulder after Bankart repair: A cadaveric study. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 82(1), 35–46. <https://doi.org/10.2106/00004623-200001000-00005>

Lodha, S., Mazloom, S., Resler, M. S. A. G., Frank, R. M., Ghodadra, B. S. N. S., Romeo, A. A., ... Provencher, M. T. (2018). *de la inestabilidad del hombro. Rehabilitación ortopédica clínica + ExpertConsult* (Fourth Edi). Elsevier Espa8#241;a, S.L.U. <https://doi.org/10.1016/B978-84-9113-259-2/00024-6>

Mcsp, M. A. S. (2017). Diagnostic Tests of the Shoulder ., (January 2010).

Metan, S. S., Krishna, P., & Mohankumar, G. C. (2014). FEM Model an Effective Tool to Evaluate Von Mises Stresses in Shoulder Joint and Muscles for Adduction and Abduction. *Procedia Materials Science*, 5, 2090–2098. <https://doi.org/10.1016/j.mspro.2014.07.544>

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

- Moore, S. M., Ellis, B., Weiss, J. A., McMahon, P. J., & Debski, R. E. (2010). The glenohumeral capsule should be evaluated as a sheet of fibrous tissue: A validated finite element model. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(1), 66–76. <https://doi.org/10.1007/s10439-009-9834-7>
- Moore, S. M., Musahl, V., McMahon, P. J., & Debski, R. E. (2004). Multidirectional kinematics of the glenohumeral joint during simulated simple translation tests: Impact on clinical diagnoses. *Journal of Orthopaedic Research*, 22(4), 889–894. <https://doi.org/10.1016/j.orthres.2003.12.011>
- Moore, S. M., Stehle, J. H., Rainis, E. J., McMahon, P. J., & Debski, R. E. (2008). The current anatomical description of the inferior glenohumeral ligament does not correlate with its functional role in positions of external rotation. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(12), 1598–1604. <https://doi.org/10.1002/jor.20685>
- Morgan, C. D., & Mchale, K. J. (2016). *Elite Techniques in Shoulder Arthroscopy*. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-25103-5>
- Musahl, V., Moore, S. M., McMahon, P. J., & Debski, R. E. (2006). Orientation feedback during simulated simple translation tests has little clinical significance on the magnitude and precision of glenohumeral joint translations. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14(11), 1194–1199. <https://doi.org/10.1007/s00167-006-0102-1>
- Narbona, P. A. (2012). Manejo Actual De La, 35, 378–385.
- NJ, D. (2006). Evaluating the anterior stability provided by the glenohumeral capsule: A finite element approach [thesis], 1–232.
- Nordin, M., & Frankel, V. (2013). Basic biomechanics of the musculoskeletal system. *Journal of Chemical Information and Modeling*, 53(9), 1689–1699.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

<https://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>

Popp, D. (2015). Superior labral anterior posterior lesions of the shoulder: Current diagnostic and therapeutic standards. *World Journal of Orthopedics*, 6(9), 660.

<https://doi.org/10.5312/wjo.v6.i9.660>

Rainis, E. J. (2004). Characterizing the mechanical properties of the Glenohumeral Capsule: Implications for Finite Element Modeling.

Rockwood, C. A., & Matsen, F. A. (2000). *Hombro*. McGraw-Hill Interamericana. Recuperado a partir de

https://www.google.com.co/search?q=rockwood+hombro&rlz=1C1CYCW_esCO763CO763&oq=rockwood+homr&aqs=chrome.1.69i57j0l5.6558j0j4&sourceid=chrome&ie=UTF-8

Sabesan, V. J., Callanan, M., IYouderian, A., & Iannotti, J. P. (2014). 3D CT assessment of the relationship between humeral head alignment and glenoid retroversion in glenohumeral osteoarthritis. *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume*, 96(8), 1–7.

<https://doi.org/10.2106/JBJS.L.00856>

Safshekan, F., Tafazzoli-Shadpour, M., Abdouss, M., & Shadmehr, M. B. (2016). Mechanical characterization and constitutive modeling of human trachea: Age and gender dependency.

Materials, 9(6). <https://doi.org/10.3390/ma9060456>

Shahzad, M., Kamran, A., Siddiqui, M. Z., & Farhan, M. (2015). Mechanical Characterization and FE Modelling of a Hyperelastic Material. *Materials Research*, 18(5), 918–924.

<https://doi.org/10.1590/1516-1439.320414>

Tennent, T. D., Beach, W. R., & Meyers, J. F. (2003). A review of the special tests associated with shoulder examination. Part II: laxity, instability, and superior labral anterior and posterior (SLAP) lesions. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(2), 301–307.

MODELAMIENTO DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL
MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS PARA EL ESTUDIO DE UNA
LESIÓN SLAP TIPO 2

<https://doi.org/10.1177/03635465030310022601>

- Tsechpenakis, X. H. G. (2013). Medical Image Segmentation. *Advanced Materials Research*, (i), 1–35. <https://doi.org/10.1201/9781420090413-c10>
- Walch, G., Edwards, T. B., Boulahia, A., Nové-Josserand, L., Neyton, L., & Szabo, I. (2005). Arthroscopic tenotomy of the long head of the biceps in the treatment of rotator cuff tears: Clinical and radiographic results of 307 cases. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(3), 238–246. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2004.07.008>
- Walz, D. M., Burge, A. J., & Steinbach, L. (2015). Imaging of shoulder instability. *Seminars in Musculoskeletal Radiology*, 19(3), 254–268. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1549319>
- Wong, K. K. L., Tu, J., Sun, Z., & Dissanayake, D. W. (2013). *Methods in research and development of biomedical devices. Methods in Research and Development of Biomedical Devices*. <https://doi.org/10.1142/8621>
- Zienkiewicz, O. C., & Taylor, R. L. (2000). The Finite Element Method Volume 1 : The Basis. *Methods*, 1, 708.
- Zuh, S. G., Gergely, I., Russu, O., Pop, S. T., & Nagy, Ö. (1972). Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics.