

**Estudio de las deformaciones unitarias en lesión SLAP tipo II combinada con lesión de
Bankart usando el software ANSYS**

Hiam Joel Ballesta Chacón, Oscar Alejandro Niño Hernández

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Mecánico

Director

Diego Fernando Villegas Bermúdez

PhD., en Ingeniería Mecánica.

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Fisicomecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2021

Contenido

	Pág.
Introducción	9
1. Objetivos.....	11
1.1 Objetivo General.....	11
1.2 Objetivos Específicos.....	11
2. Justificación	12
3. Marco Teórico.....	13
3.1 Antecedentes Investigativos.....	13
3.1.1 Bankart repair alone in combined Bankart and superior labral	14
3.1.2 Effectiveness of biceps tenodesis versus SLAP repair for surgical treatment of isolated SLAP lesions: A systemic review and meta-analysis.....	15
3.1.3 Modelado de la articulación glenohumeral mediante elementos finitos para el estudio de una lesión SLAP tipo II.....	15
3.2 Referentes Teóricos	16
3.2.1 El hombro.....	16
3.2.1.1 Articulación escapulohumeral	17
3.2.2 Lesión SLAP.....	19
3.2.2.1 Clasificación de la lesión SLAP	19
3.2.2.2 Tratamientos de la lesión SLAP tipo V	21
3.2.3 Lesión de Bankart.	26
3.2.3.1 Reparación de Bankart.....	27
4. Metodología	28

4.1 Modelo Computacional.....	28
4.1.1 Modelo de elementos finitos.....	29
4.1.1.1 Sensibilización de malla	29
4.2 Materiales.....	31
4.3 Validación de modelo sano.....	32
4.4 Condiciones de frontera	33
5. Resultados.....	35
5.1 Modelo Sano.	35
5.2 Modelo con lesión de Bankart + SLAP II.....	36
5.3 Modelo con lesión de Bankart reparada + SLAP II.....	37
5.4 Modelo con lesión de Bankart y SLAP II reparada	38
5.5 Análisis de resultados	39
5.6 Discusión.....	44
5.6.1 Impacto de los resultados.....	46
5.6.1.1 Impacto a nivel ingenieril	46
5.6.1.2 Impacto a nivel clínico.....	47
6. Conclusiones.....	48
7. Recomendaciones	49
Referencias Bibliográficas.....	50

Lista de Tablas

	Pág.
Tabla 1. <i>Sensibilización de malla</i>	30
Tabla 2. <i>Constantes de Yeoh para el material de la cápsula</i>	32
Tabla 3. <i>Relaciones de deformación entre zonas de la cápsula glenohumeral a 60° de rotación</i>	33
Tabla 4. <i>Deformaciones principales máximas</i>	42

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1. <i>Estructura de la cintura escapular y el miembro superior.</i>	17
Figura 2. <i>Anatomía del labrum glenoideo. 1. Espina del omoplato; 2. Rodete glenoideo;</i> <i>3. Cavidad glenoidea; 4. Cápsula; 5. Tendón de la porción larga del bíceps; 6. Ligamento</i> <i>glenohumeral superior; 7. Ligamento coracohumeral; 8. Ligamento glenohumeral medio;</i> <i>9. Escotadura glenoidea; 10. Ligamento glenohumeral inferior.</i>	17
Figura 3. <i>Articulación escapulohumeral.</i>	19
Figura 4. <i>Tipos de lesión SLAP.</i>	21
Figura 5. <i>Tornillo mini-Revo.</i>	22
Figura 6. <i>Se debe usar una perforadora para crear el agujero piloto.</i>	23
Figura 7. <i>Procedimiento quirúrgico con técnica de anclaje simple y doble sutura.</i>	24
Figura 8. <i>Imagen final de técnica anclaje simple y doble sutura.</i>	25
Figura 9. <i>Tenodesis artroscópica en el hombro.</i>	26
Figura 10. <i>Mallado y división de la cápsula glenohumeral.</i>	31
Figura 11. <i>Condiciones de frontera generales.</i>	34
Figura 12. <i>Modelo sano a 60° de rotación externa. Vistas de izquierda a derecha, y de</i> <i>arriba abajo: Anterior, medial y posterior.</i>	35
Figura 13. <i>Modelo con lesión de Bankart y SLAP combinadas.</i>	36
Figura 14. <i>Simulación con lesión de Bankart y SLAP II combinadas a 60° de rotación.</i> <i>Vistas de izquierda a derecha, y de arriba abajo: Anterior, medial y posterior.</i>	37
Figura 15. <i>Modelo con lesión de Bankart reparada + SLAP II a 60° de rotación.</i> <i>Vistas de izquierda a derecha, y de arriba abajo: Anterior, medial y posterior.</i>	38

Figura 16. *Modelo con lesión de Bankart reparada + SLAP II reparada a 60° de rotación.*

Vistas de izquierda a derecha, y de arriba abajo: Anterior, medial y posterior. 39

Figura 17. *Modelo de articulación sana a 60° de rotación externa.* 40

Figura 18. *Deformación principal máxima vs Ángulo de rotación externa en los cuatro modelos simulados.* 40

Figura 19. *Comportamiento material de Yeoh de tercer orden.* 41

Figura 20. *Comparación entre deformaciones de la cápsula.* 42

Figura 21. *Comparación de máximas deformaciones entre articulación glenohumeral sana y una que presenta lesión SLAP tipo II.* 43

Resumen

Título: Estudio de las deformaciones unitarias en lesión SLAP tipo II combinada con lesión de Bankart usando el software ANSYS*

Autor: Hiam Joel Ballesta Chacón, Oscar Alejandro Niño Hernández**

Palabras Clave: SLAP II, lesión de Bankart, SLAP V, articulación glenohumeral, elementos finitos.

Descripción: La articulación glenohumeral (hombro) está compuesta por diversos ligamentos, une el húmero con la clavícula y permite amplio rango de rotación. Es común que ésta llegue a lesionarse, principalmente en personas que realizan trabajos por encima del hombro, como deportistas y profesores. El objetivo de esta investigación es el modelar el comportamiento de la articulación glenohumeral al inducir una lesión SLAP tipo II combinada con lesión de Bankart, con la ayuda del software ANSYS. Con esta finalidad, se lleva a cabo el modelamiento computacional de las lesiones y su reparación, al aplicar una prueba de rotación externa de 0° a 60°, con el propósito de comparar deformaciones en la cápsula glenohumeral, entre el modelo con y sin lesiones. Se obtuvieron las deformaciones resultantes para cuatro modelos de simulación, mostrando menores deformaciones en el modelo reparado respecto al lesionado. Las conclusiones de esta investigación se centran en que se obtuvo comportamiento similar entre el modelo con solamente la lesión de Bankart reparada y el modelo con ambas lesiones reparadas, por lo que se recomienda, en caso de presentar lesión SLAP tipo II en combinación con lesión de Bankart, el reparar solamente la lesión de Bankart, puesto que se presenta menor deformación en la cápsula, sin comprometer la estabilidad de la articulación glenohumeral.

* Trabajo de Grado.

** Facultad de Ingenierías Físicoquímicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez. PhD en Ingeniería Mecánica.

Abstract

Title: Study of strains in type II SLAP lesion combined with Bankart lesion using ANSYS software*

Authors: Hiam Joel Ballesta Chacon, Oscar Alejandro Niño Hernandez **

Key Words: SLAP II, Bankart lesion, SLAP V, glenohumeral joint, finite elements.

Description: The glenohumeral joint (shoulder) is made up of various ligaments, it connects the humerus with the clavicle and allows a wide range of rotation. It is common for it to get injured, mainly in people who perform work over the shoulder, such as athletes and teachers. The objective of this research is to model the behavior of the glenohumeral joint when inducing a type II SLAP lesion combined with a Bankart lesion, with the help of ANSYS software. For this purpose, the computational modeling of the lesions and their repair is carried out by applying an external rotation test from 0° to 60°, to compare deformations in the glenohumeral capsule, between the model with and without lesions. The resulting strains were obtained for four simulation models, showing lower deformations in the repaired model compared to the injured one. The conclusions of this research focus on the fact that similar strain behavior was obtained between the model with only the Bankart lesion repaired and the model with both lesions repaired, so it is recommended, in case of presenting type II SLAP lesion in combination with Bankart lesion, to repair the Bankart lesion only, since there is less strain in the capsule, without compromising the stability of the glenohumeral joint.

* Bachelor thesis

** Faculty of physical-mechanical engineering, School of mechanical engineering. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez. PhD.

Introducción

La articulación glenohumeral es una de tipo bola-encaje sinovial. Depende principalmente de los músculos y ligamentos, más que de los huesos, para su estabilidad, integridad y soporte (Hess, 2000). Así, el evaluar los músculos y ligamentos de la cápsula sinovial, puede desempeñar un importante papel en la evaluación artroscópica del hombro. El labrum es el anillo de fibrocartílagos, que rodea la profundidad de la concavidad glenoidea de la escápula, y la aumenta entre un 30% y un 50% aproximadamente (Smith & Funk, 2010).

La retroversión de la cabeza humeral (25° a 30° en adultos promedio) puede ser mayor en atletas que realizan movimientos por sobre la altura del hombro, como lanzadores y jugadores de tenis, quienes buscan mantener la máxima rotación lateral en el hombro (Greenberg, Fernandez-Fernandez, Lawrence, & McClure, 2015; Miyashita et al., 2008; Noonan et al., 2015). Esto puede conducir a: un aumento del déficit interno de rotación medial glenohumeral (GIRD, por sus siglas en inglés), un aumento de la rotación lateral y a una posible inestabilidad posterior.

Las lesiones del hombro más frecuentes son; las lesiones anteroposteriores del labrum superior tipo II (SLAP, por sus siglas en inglés) y el conflicto posterosuperior de Walch (Snyder, Banas, & Karzel, 1995). En la actualidad, la reinscripción de la lesión del labrum, o la tenotomía de la porción larga del bíceps, son los tratamientos más claramente codificados para la lesión SLAP (Antoni, Clément, Andrieu, & Kempf, 2019).

Según Maffet, Gartsman & Moseley (1995), el 38% de las lesiones SLAP identificadas en su revisión retrospectiva de 712 artroscopias, no eran clasificables usando la terminología de I a IV previamente definida por Snyder, Karzel, Del Pizzo, Ferkel, & Friedman (1990). Fue sugerido por Maffet et al. (1995), el expandir la clasificación de éstas a 7 categorías, añadiendo

descripciones para las lesiones SLAP tipo V a VII. La tipo V se caracteriza por la presencia de lesión Bankart en la cápsula anterior, que se extiende hacia la zona anterosuperior del labrum. Mileski & Snyder (1998) reportaron que el 22% de sus pacientes con lesiones SLAP, mostraron lesiones Bankart de la glenoide anterior.

El modelo computacional de la articulación glenohumeral que se presenta en esta investigación, fue adaptado del trabajo de Maldonado y Puentes (2018). Los modelos de mecánica continua, basados en métodos de Elementos Finitos (FE por sus siglas en inglés), ofrecen una poderosa herramienta para evaluar las condiciones de carga interna de la estructura musculoesquelética del hombro (Favre, et al., 2017).

Se pretende con esta investigación medir las deformaciones inducidas antes y después de la lesión de Bankart, cuando se somete la articulación glenohumeral a la prueba de compresión-rotación. Los resultados de deformación máxima obtenidos se usarán para ser comparados, teniendo como referencia el proyecto de grado de Maldonado y Puentes, junto a otras investigaciones (Zheng, et al., 2017).

1. Objetivos

1.1 Objetivo General

Modelar el comportamiento de la articulación glenohumeral al inducir una lesión SLAP tipo II combinada con lesión de Bankart, mediante el uso del software ANSYS, para comparar máximas deformaciones principales, variando el rango de afectación de la lesión de Bankart y manteniendo fija la lesión SLAP II.

1.2 Objetivos Específicos

- Aplicar la lesión anatómica SLAP tipo II y lesión de Bankart, en modelo tridimensional existente de la articulación glenohumeral, mediante SolidWorks, para luego ser analizada en el programa de elementos finitos ANSYS.
- Determinar máximas deformaciones principales en la articulación glenohumeral, presentes al variar el rango de afectación provocado por la lesión de Bankart, cuando se le aplica la prueba de rotación exterior simple mediante el uso de ANSYS, para ser comparadas con estudios previos.
- Comparar los valores máximos de deformación obtenidos entre la simulación de la articulación glenohumeral que presenta la lesión de Bankart en conjunto con la lesión SLAP tipo II y, los resultados obtenidos en el proyecto de grado: Modelado de la articulación glenohumeral mediante elementos finitos para el estudio de una lesión SLAP tipo II. Con la finalidad de aportar estudios biomecánicos sobre la articulación glenohumeral.

2. Justificación

Entre las lesiones más frecuentes de la articulación glenohumeral (hombro) se encuentra la SLAP (Superior Labral Anterior Posterior), dentro de la cual, la más común es la SLAP tipo II. Esta lesión consiste en la desinserción de la parte superior del labrum de la cavidad glenoidea ubicada en la escápula.

Las personas más afectadas son las que realizan trabajos repetitivos por encima del hombro, como deportistas, maestros y personas que levantan cargas frecuentes (Cho, et al., 2010). También, las caídas con el codo extendido y el brazo por delante son responsables de un tercio de los mecanismos lesionales de SLAP II (Maffet et al., 1995).

Según estudios de la base de datos de *American Board of Orthopaedics surgery*, de manera histórica, la incidencia de la lesión SLAP publicada por Snyder et al., fue de 3,9% en los pacientes que presentan patologías en el hombro (Snyder, 2003; Snyder et al., 1995, 1990). Sin embargo, recientemente en un estudio, Weber et al. mostraron una incidencia aproximada del 10,1 % para esta lesión entre los años 2003 y 2008, el sexo más afectado es el masculino con un 78,8 % para una edad promedio de 36,4 años, mientras que el femenino solo tiene un 21,6% para pacientes con un índice de edad promedio de 40,9 años (Narbona, 2012; Weber, Payvandi, Martin, & Harrast, 2010).

Se ve que la incidencia de la lesión SLAP en las artroscopías de hombro realizadas ha venido en aumento. Es común que se presente la lesión de Bankart en combinación con la SLAP tipo II (esta combinación es conocida como SLAP tipo V). Se quiere aportar estudios computacionales a la biomecánica del hombro que es sometido a estas lesiones anatómicas. Esto

se lleva a cabo mediante programas como SolidWorks y ANSYS, los cuales por medio de simulación permiten predecir cómo se deforma el hombro al inducir carga.

Lo que se quiere con nuestro proyecto es; usando el proyecto de Maldonado y Puentes (2018) como base, insertar la lesión de Bankart, aplicando igual carga y movimientos, para luego comparar los resultados de las deformaciones máximas entre el hombro con la lesión SLAP II solamente y el hombro una vez presentada en combinación con lesión de Bankart (SLAP V) para así dar un concepto del efecto en la deformación de la cápsula glenohumeral desde una perspectiva biomecánica, al presentarse una lesión de Bankart.

3. Marco Teórico

A continuación, se presenta la información necesaria para la comprensión del proyecto al lector que no esté situado en la temática, se presentan los antecedentes investigativos que se han realizado a diferentes niveles, además de conceptualizar la información teórica necesaria mediante los referentes teóricos que permiten el entendimiento del proyecto, finalmente se definirán los referentes teóricos que permiten visualizar la interpretación del proyecto, desglosando las definiciones y conceptos necesarios para su desarrollo.

3.1 Antecedentes Investigativos

Se presenta la información necesaria para el entendimiento teórico del proyecto, por esto se muestran los referentes investigativos que se tuvieron en cuenta a nivel internacional y regional. Para ello se estructura el título, los objetivos, el desarrollo metodológico y el aporte que hace a nuestro proyecto.

3.1.1 Bankart repair alone in combined Bankart and superior labral anterior-posterior lesions preserves range of motion without compromising joint stability.

El propósito de esta investigación fue el determinar la estabilidad de la articulación glenohumeral y rango de movimiento en dos grupos: el primero, sometido a tratamiento quirúrgico artroscópico de la lesión de Bankart sin tratamiento de SLAP (grupo llamado “Tratamiento de Bankart”), y el segundo grupo, sometido a tratamiento quirúrgico de SLAP y Bankart combinadas (grupo llamado “Tratamiento combinado”).

Se usaron 8 hombros recientemente congelados. Lesiones combinadas de Bankart y SLAP fueron creadas (posiciones del reloj de las 10 a las 6). El labrum y la cápsula fueron reparados a las 2, 3:30 y 5 horas del reloj en el grupo Tratamiento de Bankart y a las 11, 1, 2, 3:30 y 5 horas del reloj en el grupo Tratamiento combinado. La estabilidad de la articulación fue medida con un dispositivo de prueba de estabilidad personalizado.

Los ángulos externos de rotación fueron más grandes a 0° y 60° de abducción, en el grupo de Tratamiento de Bankart, que, en el grupo de Tratamiento combinado, lo mismo para el ángulo de rotación interna. La estabilidad de la articulación en ambos grupos no fue significativamente diferente ($P=.60$). Se concluyó que en pacientes con lesiones combinadas de SLAP y Bankart, y que requieran un mayor rango de movimiento, el tratamiento de Bankart solo, puede proveer un rango mayor de movimiento, sin comprometer la estabilidad de la articulación, en comparación con un tratamiento combinado (Itoigawa et al., 2020).

3.1.2 Effectiveness of biceps tenodesis versus SLAP repair for surgical treatment of isolated SLAP lesions: A systemic review and meta-analysis

La lesión SLAP tipo II puede generar dolor crónico y movimiento limitado del brazo, actualmente esta lesión se trata de dos maneras conocidas: intervención artroscópica y tenodesis, sin embargo, no se decide aún qué procedimiento se prefiere por sobre el otro.

Se realizó una búsqueda electrónica sistemática en la base de datos *Cochrane Central Register of Controlled Trials, MEDLINE and Embase*, en donde se identificaron artículos que contuviesen términos de reparación SLAP con tenodesis y que fuesen reportados antes de agosto de 2017, luego, todos esos artículos que reunían el criterio fueron evaluados por calidad de metodología. Los resultados obtenidos fueron analizados y correlacionados para presentar los beneficios y desventajas comparando ambos procedimientos quirúrgicos de reparación de SLAP.

Basados en el criterio de inclusión y exclusión usado, se identificaron 5 artículos (204 pacientes) que fueron incluidos en el metaanálisis. Los resultados arrojaron que fue ligeramente mejor el nivel de retorno a las actividades deportivas pre-lesión al igual que la satisfacción de los pacientes, en el grupo de tenodesis por sobre el de reparación SLAP ($p < 0.05$). Se concluye que ambos tratamientos son efectivos en el alivio del dolor y recuperación de la funcionalidad del hombro (Li, et al., 2019).

3.1.3 Modelado de la articulación glenohumeral mediante elementos finitos para el estudio de una lesión SLAP tipo II

El objetivo general de este trabajo fue elaborar un modelo computacional de la articulación glenohumeral para análisis de deformaciones del tejido blando causadas por una lesión SLAP tipo II mediante el método de elementos finitos.

Se usó el software Slicer, donde se construyó la estructura ósea por segmentación a partir de una Tomografía Axial Computarizada (TAC). Luego, usando como base una resonancia, se modeló el tejido blando. Se simuló compresión con 60° de abducción y 0°, 30° y 60° de rotación externa. Se validó suponiendo un hombro sano y se comparó con estudio previo, una vez validado, se realizó la simulación en hombro con una lesión del labrum (Maldonado & Puentes, 2018).

Los resultados obtenidos fueron la deformación y distribución de esfuerzos en la capsula sinovial y el labrum lesionado, encontrando diferencias significativas entre el hombro lesionado y el sano. De este trabajo, se obtendrá el modelo computarizado de la articulación glenohumeral y datos de referencia para comparar los resultados obtenidos.

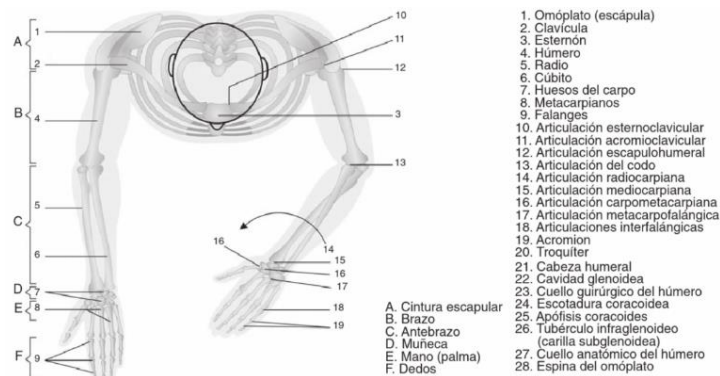
3.2 Referentes Teóricos

3.2.1 El hombro.

El hombro es el elemento más elevado del miembro superior, es decir, corresponde a la raíz del miembro superior, que une el brazo con el tórax por medio de la clavícula. Éste se limita, por arriba, del lado del cuello, por una línea curva que corresponde al borde superior de la escápula y de la clavícula; por abajo, del lado del brazo, por una línea circular que pasa por debajo de la inserción humeral del pectoral mayor; por detrás, con el borde posterior de la escápula; y por delante, con una línea vertical que pasa por el lado externo de la mama (Gutiérrez, Martínez, & Valero, 2010).

Figura 1.

Estructura de la cintura escapular y el miembro superior.

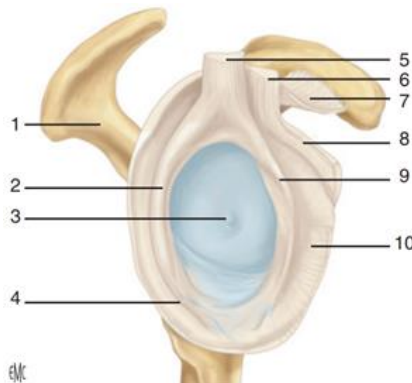


Fuente: Adaptado de Gutiérrez (2010, p. 10).

3.2.1.1 Articulación escapulohumeral. Es la encargada de la unión de la parte superior del húmero y la parte glenoidea de la escápula, dentro de esta articulación se definen los siguientes componentes.

Figura 2.

Anatomía del labrum glenoideo. 1. Espina del omoplato; 2. Rodete glenoideo; 3. Cavidad glenoidea; 4. Cápsula; 5. Tendón de la porción larga del bíceps; 6. Ligamento glenohumeral superior; 7. Ligamento coracohumeral; 8. Ligamento glenohumeral medio; 9. Escotadura glenoidea; 10. Ligamento glenohumeral inferior.

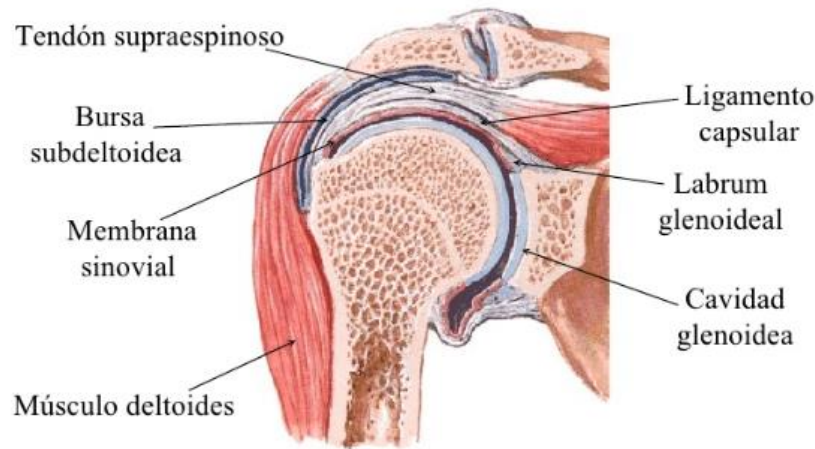


Fuente: Adaptado de Antoni et al., (2019, p. 2).

- Cabeza del húmero: pertenece a la parte de la epífisis del hueso con un radio oscilante entre 25mm-30mm, su eje con respecto al del húmero forma un ángulo de 135° , la cabeza humeral tiene una cubierta cartilaginosa con un espesor variante de 1.5 a 2mm.
- Cavidad glenoidea: ésta posee una superficie menor a la de la cabeza del húmero, tiene forma de ovalo, es cóncava y poco profunda. En su parte central se encuentra hueso seco y se llama tuberosidad glenoidea, a los alrededores de ésta se encuentra el labrum.
- Labrum glenoideo: es un cordón fibrocartilaginoso, se encuentra ubicado en todo el borde de la cavidad glenoidea y además aumenta la profundidad de la parte central, es prismático triangular.
- Cápsula fibrosa: su forma es la de un manguito fibroso, su parte superior se inserta a la cavidad glenoidea y su parte inferior se inserta a la cabeza del húmero.
- Ligamentos glenohumerales: lo componen tres cintas fibrosas y cumplen la función de ser refuerzos. La parte superior nace de la parte del labrum y se extiende hasta el troquín del húmero, la parte inferior es la más larga y fuerte.
- Membrana sinovial: es una de las más sencillas, se encarga de cubrir toda la superficie interior de la capsula, y al llegar a las inserciones superior e inferior se dobla sobre sí misma para ir a terminar alrededor de las superficies articulares correspondientes (Gutiérrez et al., 2010).

Figura 3.

Articulación escapulohumeral.



Fuente: Adaptado de Huamán (2010, p. 16).

3.2.2 Lesión SLAP

La lesión SLAP (Superior Labrum Anterior to Posterior) trata la desinserción del labrum superior, de posterior hacia anterior, incluyendo la inserción del tendón del bíceps en el labrum superior, el cual compromete la estabilidad funcional del bíceps, puede llegar a causar traumas agudos en actividades de la vida diaria.

Las lesiones SLAP aisladas o frecuentemente asociadas a inestabilidades o rupturas del manguito rotador pueden ser la causa de la disfunción del hombro debido al potencial dolor, sensación de brazo muerto y rigidez subjetiva que muchas veces acompaña el cuadro del hombro doloroso (Narbona, 2012, p. 50).

3.2.2.1 Clasificación de la lesión SLAP. La clasificación más utilizada y reconocida es la descrita por Snyder et al., la incidencia de las lesiones SLAP sintomáticas es del 6%. En los últimos años se ha reportado un aumento significativo en estas lesiones hasta de un 105%, predominando

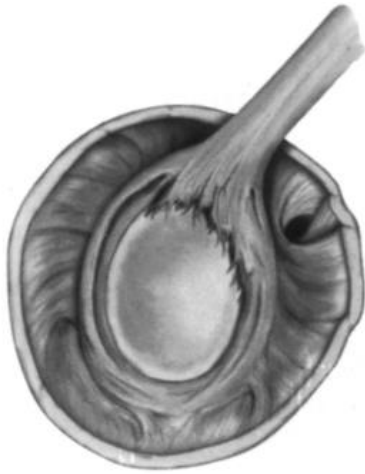
el género masculino con 75% y no necesariamente dada en deportistas lanzadores (Snyder et al., 1990; Valero González & René Inzunza Enríquez, 2016).

En hallazgos artroscópicos de las lesiones del labrum superior, se encontró que la lesión SLAP puede clasificarse en 4 tipos: la **SLAP tipo I** es una abrasión o deflecamiento del labrum superior sin evidenciar inestabilidad de la unidad funcional bíceps/labrum; la lesión **SLAP tipo II** consiste en la desinserción del labrum superior que compromete la inserción y la estabilidad de la porción larga del bíceps, existe una inserción meniscoide del labrum superior y su inserción medial en la glena, como una variante anatómica esta no debe ser confundida. La desinserción del labrum superior en asa de balde que no compromete la estabilidad de la inserción del bíceps, es la lesión **SLAP tipo III**; la lesión en asa de balde que se extiende a la porción larga del bíceps es la lesión **SLAP tipo IV**. La lesión **SLAP tipo V** es la combinación de la SLAP tipo II con la lesión de Bankart.

Los tipos de lesión SLAP anteriormente descritos se pueden observar en la Figura 4. Después se incorporaron otras clasificaciones y además de subdividieron las lesiones existentes por Morgan (Morgan, Burkhart, Palmeri, & Gillespie, 1998; Narbona, 2012).

Figura 4.

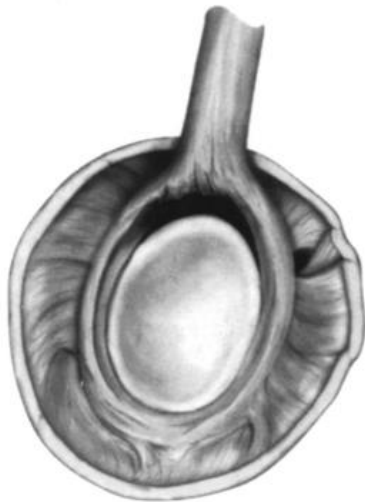
Tipos de lesión SLAP.



Lesión SLAP tipo I con labrum superior deshilachado y degenerado.



Lesión SLAP tipo III con desgarro del labrum superior en asa de cubo. El tejido labral restante permanece anclado al borde glenoideo.



Lesión SLAP tipo II con desprendimiento del labrum superior y del tendón del bíceps del borde glenoideo.



Lesión SLAP tipo IV con extensión del desgarro del labrum en asa de cubo desplazado hacia el tendón del bíceps.

Fuente: Adaptado de Snyder et al. (1995, p. 244).

3.2.2.2 Tratamientos de la lesión SLAP tipo V. Cuando se trata la lesión SLAP, ésta puede ocurrir como una lesión aislada o en combinación con otras anomalías, como el

desgarro del manguito o inestabilidad anterior. Existen diferentes tipos de reparaciones médicas, se destacarán las más importantes.

Procedimiento quirúrgico artroscópico: Se usa una pequeña cámara con el fin de examinar y reparar los tejidos de la articulación glenohumeral, la cámara lleva nombre de artroscopio y se inserta mediante un pequeño corte en la piel. Una de las partes encargadas del sostenimiento del hombro son los tendones pertenecientes al manguito rotador, éstos pueden llegar a desgarrarse cuando se sobrecargan, y en estos casos una de las soluciones que se puede emplear es la intervención artroscópica.

En este caso se trabaja la técnica artroscópica de anclaje simple y doble sutura. Probablemente se reciba anestesia general antes de la cirugía, también se puede recibir otro tipo de anestesia según sea el caso específico.

Figura 5.

Tornillo mini-Revo.



Fuente: Adaptado de Kim et al. (2002).

Durante el procedimiento se introduce el artroscópico, el cual es conectado al monitor para visualizar el video en el quirófano, luego, se lleva a cabo la inspección de los tejidos incluyendo huesos, tendones y ligamentos, se procede a la reparación de los tejidos dañados mediante incisiones, anclajes y suturas.

En los puntos dañados se debe realizar las suturas, las cuales deben ser convergentes a los márgenes, donde la tensión es perpendicular a las fibras tendinosas, para los anclajes se utiliza un tornillo mini Revo (ver Figura 5) insertado en el hueso, éste en su cabezal tiene insertado un hilo encargado de conectar los tejidos (KIM et al., 2002). El tornillo mini Revo es un tipo de anclaje, que está precargado con sutura de poliéster trenzado no absorbible número 2. Se muestra el procedimiento de la técnica artroscópica de anclaje simple y doble sutura:

Figura 6.

Se debe usar una perforadora para crear el agujero piloto.

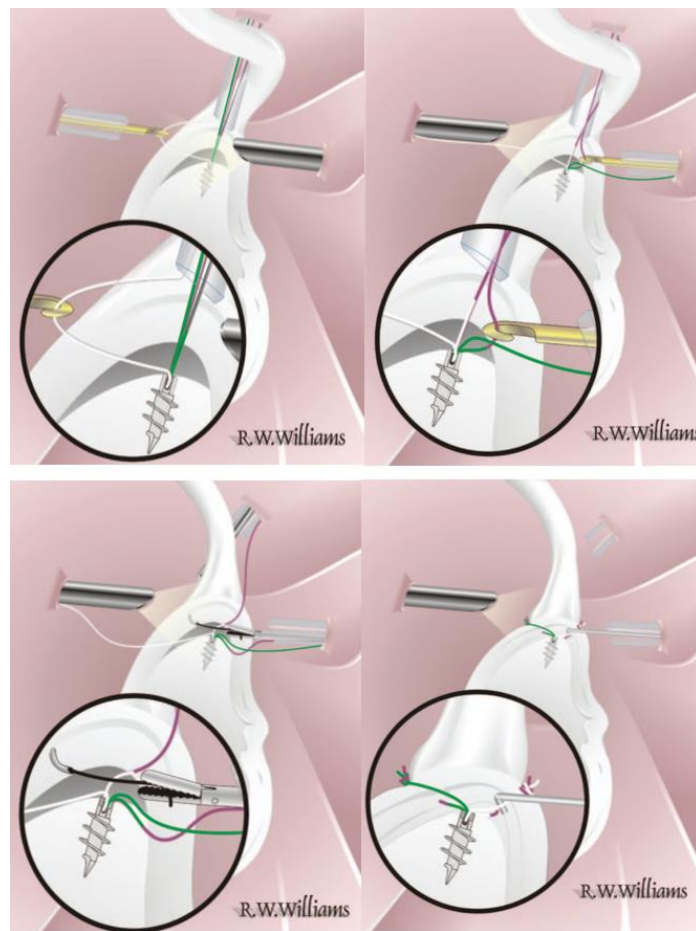


Fuente: Adaptado de Nam & Snyder (2003).

La lesión SLAP tipo II es reparada usando la técnica de anclaje simple y doble sutura, se prefiere usar anclaje atornillado Big Eye Revo 4mm (Linvatec, Inc., Largo, Florida) o un 5mm Super Revo (Linvatec), cargado con dos hilos de fuerte sutura trenzada e insertado en la parte superior de la glenoide, justo debajo del tendón del bíceps (observar figura 6). Las suturas se pasan a través del Labrum, una posterior y otra anterior al bíceps, formando un arnés alrededor del punto de anclaje, lo que proporciona una estabilidad segura para la curación.

Figura 7.

Procedimiento quirúrgico con técnica de anclaje simple y doble sutura.

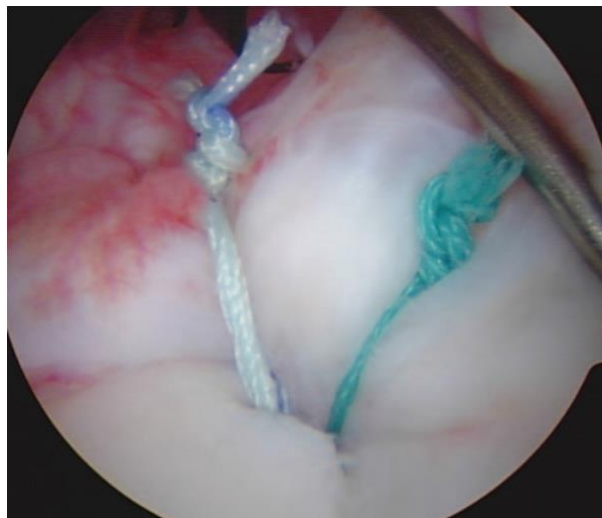


Fuente: Adaptado de Nam & Snyder (2003).

En la secuencia de imágenes observada en la figura 7, se tiene algunos de los pasos realizados en la cirugía artroscópica mediante la técnica de anclaje simple y doble sutura. Esta información será usada para realizar el modelo asistido por computador de la reparación y posteriormente realizar las pruebas con Método de Elementos Finitos (MEF).

Figura 8.

Imagen final de técnica anclaje simple y doble sutura.

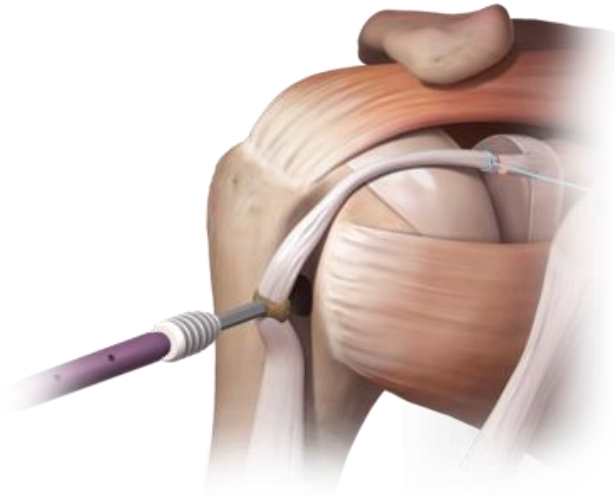


Fuente: Adaptado de Nam & Snyder (2003).

Tenodesis: esta técnica permite la preservación de la relación longitud-tensión del bíceps, esto puede prevenir atrofia muscular, calambres y fatiga post operatoria. La anatomía de la porción larga del bíceps en la corredera bicipital y articulación glenohumeral ha sido estudiada a lo largo del tiempo, desarrollando distintas técnicas de tenodesis (Ibañez et al., 2014).

Figura 9.

Tenodesis artroscópica en el hombro.



Fuente: Adaptado de Romeo (2012).

3.2.3 Lesión de Bankart.

La tasa de incidencia de las lesiones combinadas de Bankart y SLAP oscilan entre el 10,4% y el 57% en pacientes con luxación recurrente, por lo tanto, debido a que estas lesiones no son raras, es importante establecer la opción de tratamiento más eficaz para lesiones Bankart y SLAP combinadas (Itoigawa et al., 2020).

Un desgarro del labrum es una patología común que induce al hombro dolor e inestabilidad, estas lesiones se clasificaron en 4 tipos por Snyder et al., (1990). Las lesiones SLAP tipo II y tipo IV causan inestabilidad en el origen de la cabeza larga del bíceps, requiriendo reparación (Kurokawa et al., 2017). La mayoría de las lesiones SLAP ocurren como lesiones aisladas, aquellas que ocurren con Bankart fueron clasificadas como lesiones SLAP tipo V por Maffet et al. (1995). En caso de que la extensión y gravedad de la lesión labrum continúe empeorando con el tiempo, el riesgo de luxación recurrente aumenta.

Cuando una lesión SLAP ocurre en combinación con lesión de Bankart en un paciente con luxación recurrente, la lesión debe estabilizarse con una reparación de Bankart, para este tratamiento quirúrgico algunos autores han informado que las reparaciones combinadas de Bankart y SLAP tuvieron resultados positivos, sin embargo, otras investigaciones sugirieron que la reparación de Bankart sola era más efectiva, debido a que la anterior presentaba una disminución en el rango de movimiento (Itoigawa et al., 2020).

3.2.3.1 Reparación de Bankart. La inestabilidad recurrente en la parte anterior del hombro puede deberse a la avulsión del borde glenoideo o estiramiento de la cápsula anteroinferior, esto se denomina lesión de Bankart (Sofu, 2014).

El tratamiento quirúrgico óptimo para la parte anterior del hombro asociado con una inestabilidad recurrente y defectos glenoideos, además de una deficiencia capsular, sigue siendo un desafío, pero por lo general es tratada con intervención quirúrgica artroscópica de Bankart (Olds, Ellis, Donaldson, Parmar, & Kersten, 2015).

Actualmente, un 90 % de los cirujanos acepta la reparación de Bankart como la opción preferida para el tratamiento de la inestabilidad recurrente, además de esto, varios estudios han demostrado que la reparación de Bankart garantiza mayor estabilidad y menor recurrencia en comparación con otros, sin embargo, algunos opositores mencionan que ciertos factores no fueron medidos y que probablemente fueron relacionados con las diferencias en los resultados, incluido el sexo, la edad, la hiperlaxitud, antecedentes de inestabilidad, nivel de deportes y lesiones del hueso glenoideo y humeral (Hovelius, Sandström, Olofsson, Svensson, & Rahme, 2012).

Algunos creían que el procedimiento quirúrgico debía centrarse en reparaciones más anatómicas, y no en reparación de Bankart, pero hoy todos sabemos que una pérdida ósea y la deficiencia capsular permanecían omnipresentes en la parte glenohumeral del hombro.

Por otra parte, tenemos el procedimiento de Latarjet, este consiste en una técnica que soluciona las fallas de la reparación Bankart y tiene una tasa baja de inestabilidad recurrente, además, el desplazamiento capsular fue ampliamente utilizado en los EEUU porque rectifica tanto las lesiones de Bankart como la laxitud capsular (Xu et al., 2019).

4. Metodología

Se lleva a cabo estudio de la anatomía del hombro, mediante revisión de imágenes y literatura médica. Se procede a modelamiento de lesión SLAP tipo V y su posterior reparación en modelo computarizado de la articulación glenohumeral con el objetivo de comparar deformaciones generadas en la cápsula, entre modelo con y sin lesiones simuladas.

4.1 Modelo Computacional

El modelo computacional se obtuvo gracias al trabajo de Maldonado y Puentes (2018), este es un hombro derecho con cápsula sinovial y estructura ósea, perteneciente a un hombre de entre 18 y 20 años, que se obtuvo a partir de imágenes médicas (Maldonado & Puentes, 2018). Se procedió a seccionar la cápsula en 12 partes iguales (Figura 10) con la ayuda de SolidWorks, una vez hecho esto, se llevó el archivo a ANSYS.

Se genera la cápsula del modelo como una superficie, el espesor de ésta se toma de 3mm constante (Howell & Galinat, 1989). El húmero se toma como cuerpo rígido, aplicando rotación axial de 0° a 60° (Moore, Musahl, McMahon, & Debski, 2004; Musahl, Moore, McMahon, & Debski, 2006). La zona de inserción de la cápsula a la escápula, es tenida en cuenta como soporte fijo, puesto que se quiere analizar el movimiento relativo entre el húmero y la escápula, la presión interna generada por el líquido en la cápsula sinovial, es imitada al inducir una presión de 700 Pa (Drury, Ellis, Weiss, McMahon, & Debski, 2010; Metan, Krishna, & Mohankumar, 2014).

4.1.1 Modelo de elementos finitos.

Se usa el programa de ANSYS, en su módulo estático estructural de Workbench. En configuración de análisis, se usa un paso, y un valor inicial, mínimo y máximo de subpasos de 5000, 500 y 50000, respectivamente. Se tienen dos tipos de contactos, el primero, es un contacto fijo que se da entre la base de la cápsula y el húmero, por otro lado, se tiene un contacto sin fricción entre las caras internas de la cápsula y la superficie del hueso.

La cápsula se malla con combinación de elementos cuadráticos y lineales tipo Shell, mientras que el húmero, se malla con tipo Brick con orden de elemento controlado por el programa, el mallado genera 1660 elementos. El elemento tipo Shell se usa para superficies, al representar mejor su geometría, y el tipo Brick, para materiales sólidos. Se genera mallado de elementos cuadriláteros dominante, sin embargo, el programa genera algunos elementos triangulares.

4.1.1.1 Sensibilización de malla. Con el modelo computacional en ANSYS, se procede a hacer sensibilización de malla, la cual consiste en encontrar el tamaño óptimo de elementos de malla, se parte con elementos de 5mm y disminuyendo en 1mm hasta llegar a 3mm, luego se

disminuye en pasos de 0.1mm hasta llegar a tamaño de malla de 2mm, una muestra de los resultados en la Tabla 1:

Tabla 1.

Sensibilización de malla

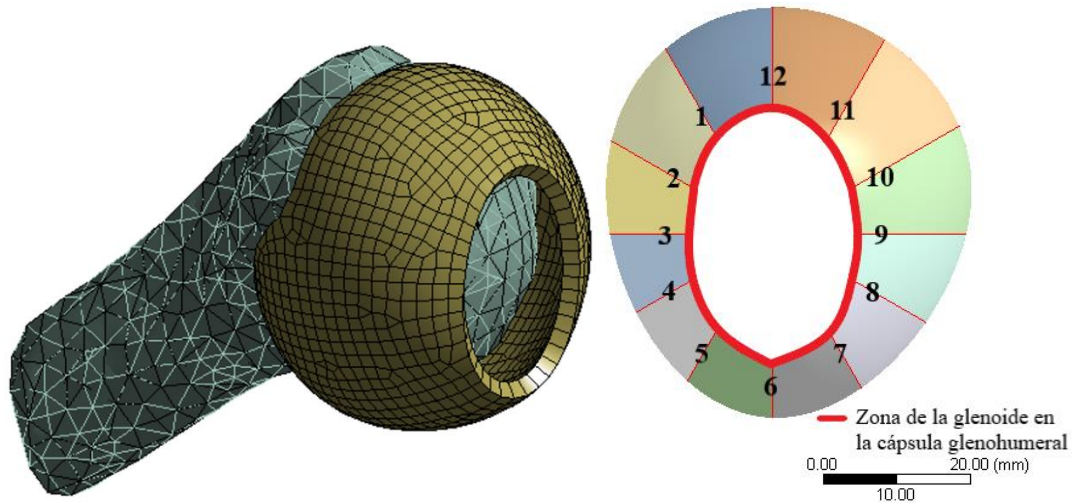
Tamaño de elemento [mm]	N° de elementos	Máxima deformación unitaria [mm/mm]	Error [%]
2.5	1594	0.4249	N/A
2.4	1660	0.4172	1.82
2.3	1773	0.4245	-1.7
2.2	1882	0.4255	-0.23

Nota: Porcentajes de error tomados respecto al tamaño de elemento inmediatamente anterior

Se quiere tomar el mayor tamaño de elemento tal que, el error o diferencia de la máxima deformación unitaria sea menor al 2%, esto se consigue con tamaño de elemento de malla de 2.4mm. El *defeature size* en todos los casos es de 2mm, lo que quiere decir que el tamaño de elementos de malla oscila entre 2 y 2.4mm. Se revisaron las métricas de elementos de malla, determinando que más del 90% de los elementos de malla generados presentan skewness menor a 0.25 y calidad de elemento mayor a 0.88.

Figura 10.

Mallado y división de la cápsula glenohumeral.



La cápsula se divide en 12 horas del reloj (vistas desde fuera de la cápsula glenohumeral), se toman estas divisiones como referencia para generar las lesiones de Bankart y SLAP (Itoigawa et al., 2020). Las zonas corresponden: de 12-3 anterosuperior, 3-4 banda anterior del ligamento glenohumeral inferior (AB-IGHL), 4-8 bolsa axilar, 8-9 banda posterior (PB-IGHL) y 9-12 a la zona anteroposterior.

4.2 Materiales

En el modelo se trabajaron 2 tipos de materiales, uno para el hueso (material rígido) y otro para la cápsula glenohumeral (hiperelástico). Para el hueso se tomó el material por defecto de ANSYS puesto que, al ser cuerpo rígido, el material no afecta en su desempeño, por otra parte, para la cápsula se procedió a tomar un material elastómero de Yeoh, con modificaciones de constantes de material mostradas en la Tabla 2.

Tabla 2.

Constantes de Yeoh para el material de la cápsula

	C1 [MPa]	C2 [MPa]	C3 [MPa]
Cápsula glenohumeral	0.22	-1.09	3.35

Las constantes de Yeoh fueron calculadas por regresión con coeficiente de determinación R^2 de 0.97 a partir del material de Veronda Westmann, puesto que este último no se encuentra en la librería de ANSYS, y Yeoh ofrece buen rendimiento en materiales biológicos (Safshekan, Tafazzoli-Shadpour, Abdouss, & Shadmehr, 2016).

4.3 Validación de modelo sano

Se compara el modelo sano de esta investigación, usando relaciones de deformación entre la Bolsa Axilar, Banda Anterior (AB-IGHL) y Banda Posterior (PB-IGHL) de los diferentes modelos, tomando como base investigaciones anteriores, validadas con datos experimentales de hombros específicos (Drury, Ellis, Weiss, McMahon, & Debski, 2011, 2010; Moore, Ellis, Weiss, McMahon, & Debski, 2010).

$$\frac{AB}{PB} = \frac{\text{Máxima deformación principal de AB - IGHL}}{\text{Máxima deformación principal de PB - IGHL}}$$

$$\frac{AP}{PB} = \frac{\text{Máxima deformación principal de la Bolsa Axilar}}{\text{Máxima deformación principal de PB - IGHL}}$$

$$\frac{AB}{AP} = \frac{\text{Máxima deformación principal de AB - IGHL}}{\text{Máxima deformación principal de la Bolsa Axilar}}$$

Tabla 3.

Relaciones de deformación entre zonas de la cápsula glenohumeral a 60° de rotación

Modelo	Relación AB/PB	Relación AP/PB	Relación AB/AP
Caso 1*	1.92	2.50	0.77
Caso 2**	3.08	1.08	2.85
Simulación***	1.48	1.47	1.01

Nota: * Cadáver de hombre de 45 años, se considera el labrum. Cinco zonas de material isotrópico hiperelástico.

** Cadáver de hombre de 45 años, no se considera el labrum. Cinco zonas de material isotrópico elástico.

*** Modelo simulado en esta investigación. Tomografía de hombre entre 18 y 20 años, no se considera el labrum. Zona única de material isotrópico hiperelástico.

Las relaciones descritas en la Tabla 3, muestran que, el modelo simulado en este trabajo se encuentra entre los límites de los casos 1 y 2, para las relaciones AP/PB y AB/AP. Para la relación AB/PB, la simulación de este trabajo da valores similares, fuera de los límites de los casos 1 y 2. Tomando como referencia el comportamiento de las zonas de la Banda anterior (AB-IGHL), Bolsa axilar y Banda posterior (PB-IGHL) de la cápsula, se tiene que el modelo simulado presenta buen comportamiento.

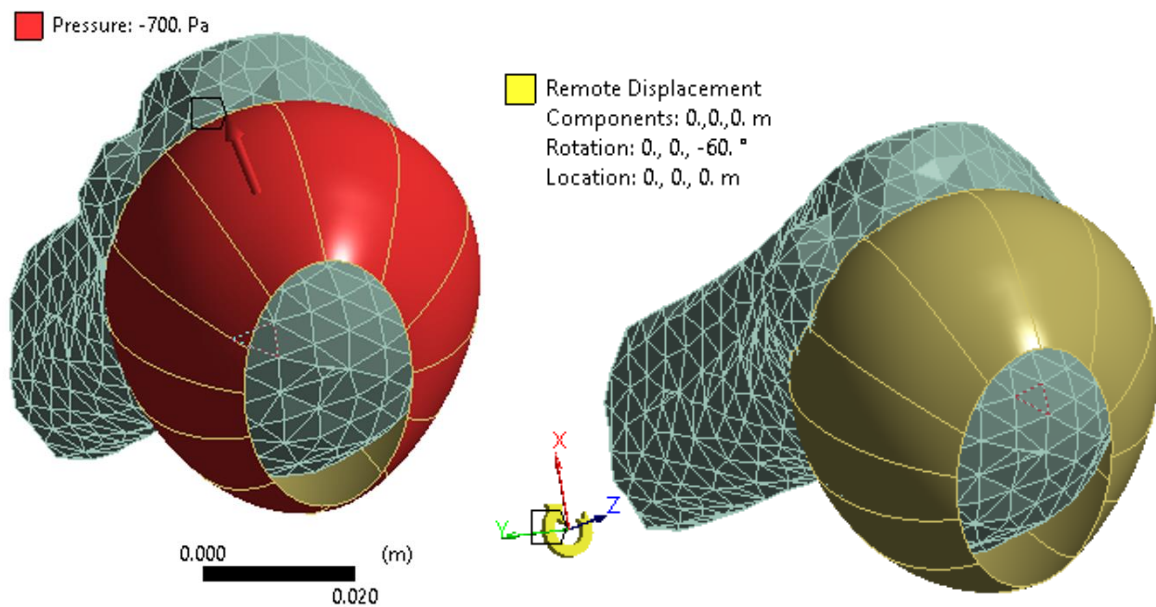
4.4 Condiciones de frontera

Teniendo la cápsula dividida en 12 partes iguales (ver Figura 10), se procede a eliminar las restricciones de desplazamiento nulo en determinadas zonas glenoideas de la cápsula (dependiendo de la lesión a simular, i.e. para el modelo con lesión de SLAP tipo V, se elimina la restricción de movimiento para las zonas 10 a 6 de la Figura 10) de la zona glenoidea de la cápsula glenohumeral, donde se encuentra el labrum, simulando así condiciones patológicas (Wilk, Cain, Dugas, Andrews, & Suite, 2013).

Cabe resaltar que todas las simulaciones disponen de presión interna de 700 [Pa] en la cápsula, que simula la presión generada por el líquido sinovial, y rotación externa en sentido negativo sobre el eje Z de 0° a 60° (ver Figura 11). Este movimiento corresponde una prueba de estabilidad de la articulación glenohumeral, con el brazo a 90° de abducción y 0° de extensión. A partir de esta posición, se parte con 0° de rotación externa hasta llegar a 60°, esta posición final es frecuentemente relacionada con dislocación (Moore et al., 2010).

Figura 11.

Condiciones de frontera generales.



Al ser análisis estático estructural, el tiempo no es relevante, para efectos de simulación se asume tiempo de rotación de 10 segundos (Drury, 2008; Musahl et al., 2006). La rotación de 0° a 60° genera grandes deformaciones, por lo que la opción de “grandes deformaciones” en ANSYS es activada en configuración de análisis. En los siguientes modelos, se presenta como resultado la deformación elástica principal máxima (ϵ).

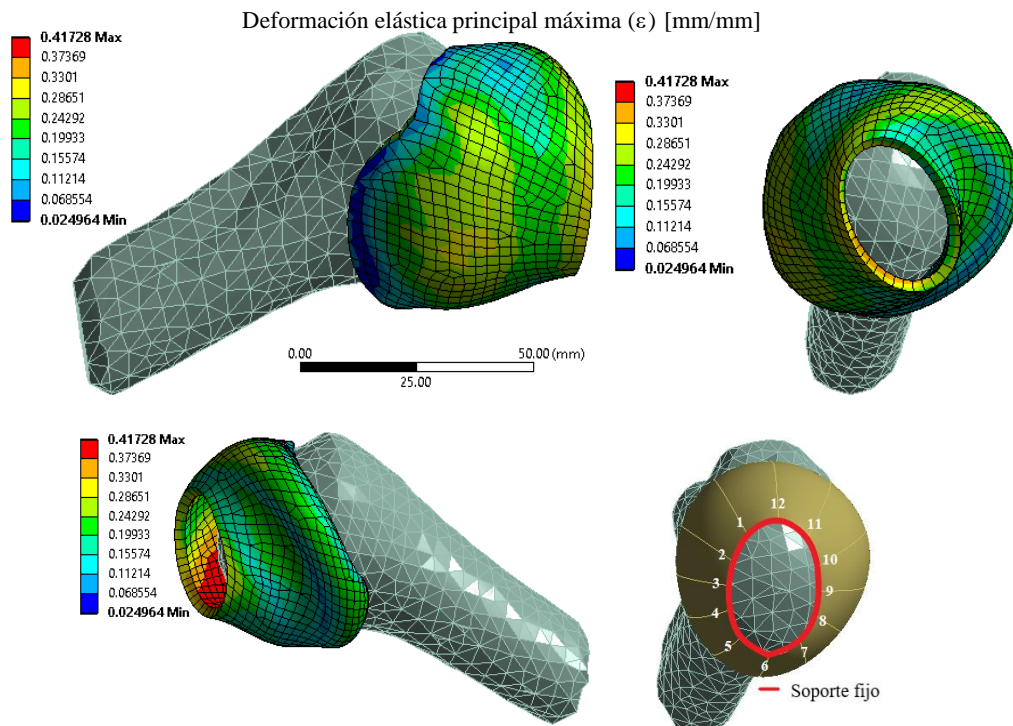
5. Resultados

5.1 Modelo Sano.

Las 12 partes de la zona glenoidea de la cápsula glenohumeral se encuentran empotradas (ver Figura 12), condiciones generales de frontera aplicadas y sensibilización de malla hecha previamente:

Figura 12.

Modelo sano a 60° de rotación externa. Vistas de izquierda a derecha, y de arriba abajo: Anterior, medial y posterior.



Se aprecia que la máxima deformación unitaria es de 0.42 [mm/mm].

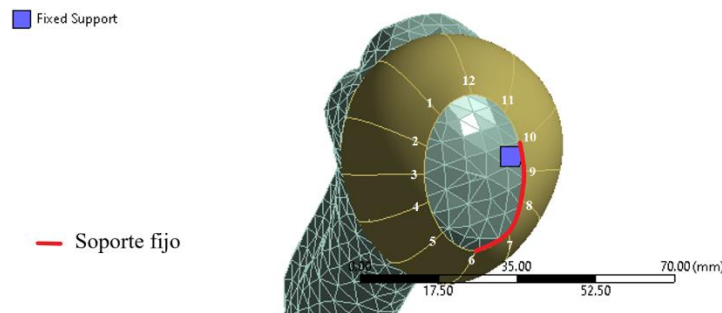
5.2 Modelo con lesión de Bankart + SLAP II

Con el modelo lesionado existente y el nuevo modelo del hombro suturado (previa aplicación de condiciones de contorno), se realiza la prueba de rotación variando la condiciones de empotramiento de la cápsula glenohumeral, esta prueba estandarizada consiste en realizar una abducción a 90° totales, 60° entre húmero y escápula, en esta posición se procede a aplicar rotación externa, la rotación externa se dio de 0° a 60° con el fin de poder realizar una validación con los resultados experimentales dados por Moore, Ellis, Weiss, McMahon, & Debski (2010).

Teniendo una mirada desde fuera de la articulación glenohumeral, se deja libre la zona del labrum en la cápsula comprendida entre las 10 y las 6 en el reloj, como se aprecia a continuación:

Figura 13.

Modelo con lesión de Bankart y SLAP combinadas.

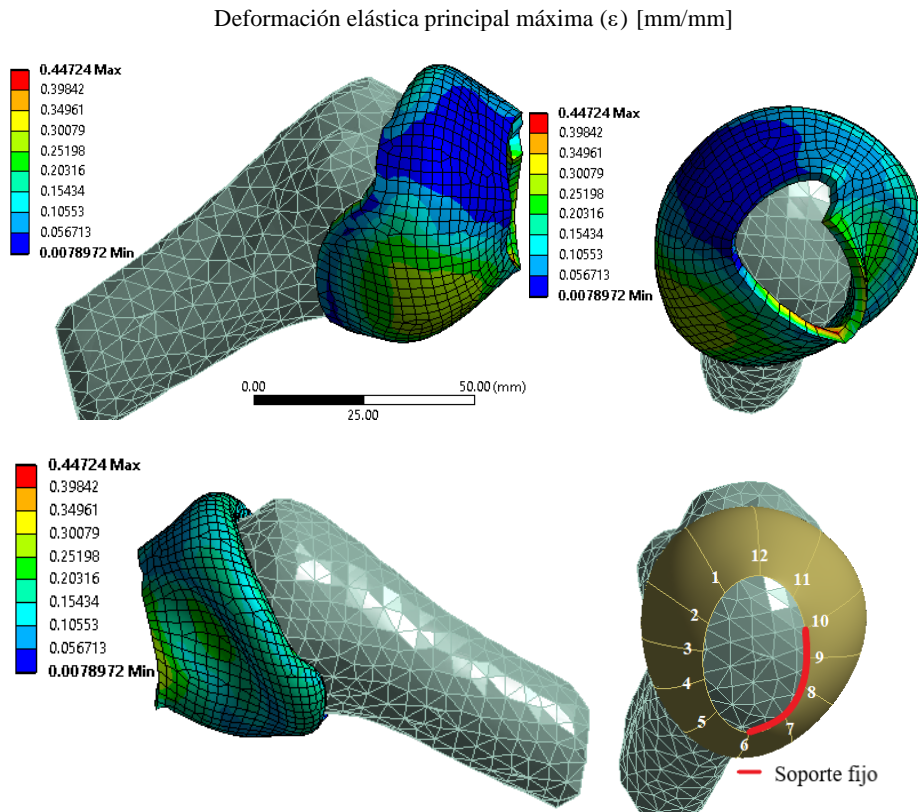


En la Figura 13, las zonas glenoideas de la cápsula resaltadas en rojo, son las que se encuentran fijas, las demás se encuentran sin restricción de movimiento, simulando así las lesiones de Bankart y SLAP II combinadas (Itoigawa et al., 2020). No se presentan singularidades en el modelo, previa sensibilización de malla hecha.

Se corre la simulación rotando de 0° a 60° quedando así:

Figura 14.

Simulación con lesión de Bankart y SLAP II combinadas a 60° de rotación. Vistas de izquierda a derecha, y de arriba abajo: Anterior, medial y posterior.



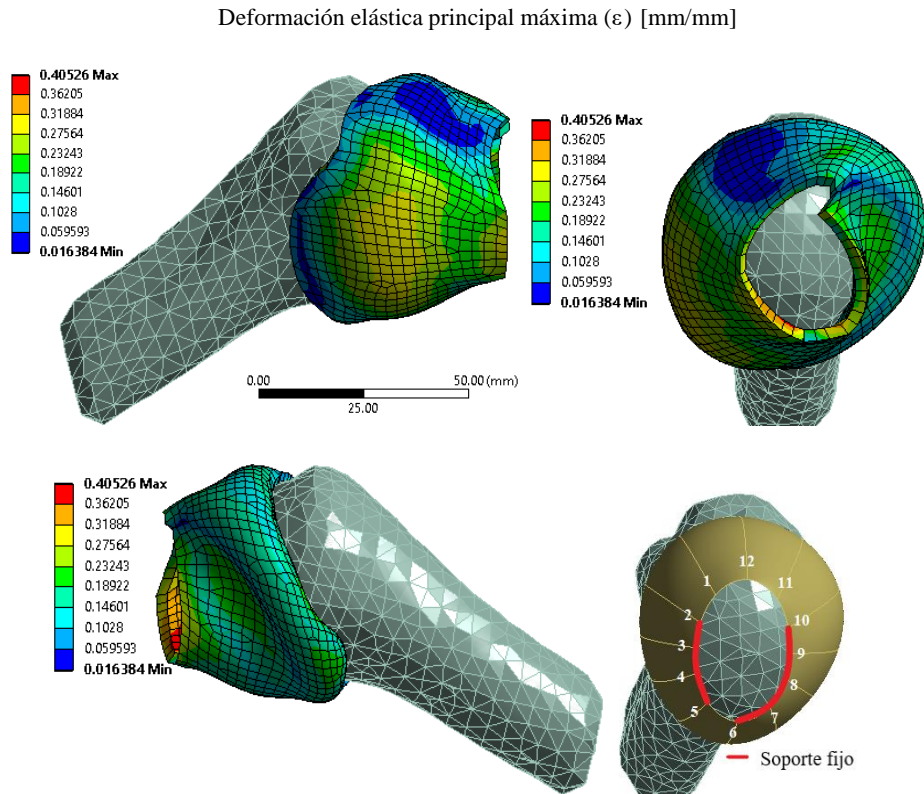
Se aprecia una deformación máxima unitaria de 0.45.

5.3 Modelo con lesión de Bankart reparada + SLAP II

Para este modelo se tienen libres las zonas glenoideas de la cápsula de 10 a 2 y de 5 a 6 en el reloj mirando desde fuera de la articulación glenohumeral. Mismas condiciones de frontera generales.

Figura 15.

Modelo con lesión de Bankart reparada + SLAP II a 60° de rotación. Vistas de izquierda a derecha, y de arriba abajo: Anterior, medial y posterior.



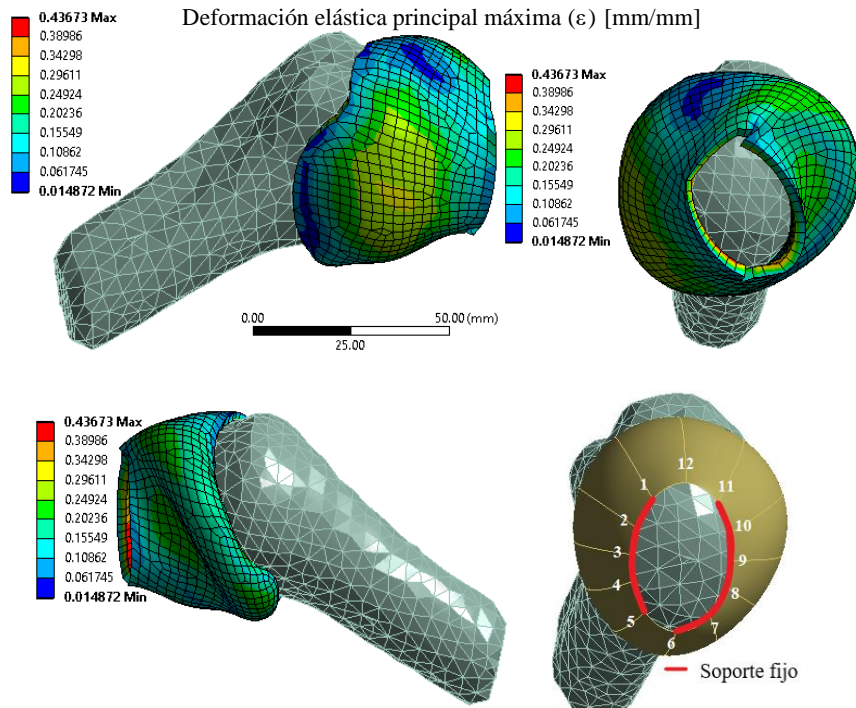
Se aprecia la deformación unitaria máxima de 0.40. El modelo de reparación de la lesión de Bankart fue tomado del registrado en el trabajo de Itoigawa et al. (2020).

5.4 Modelo con lesión de Bankart y SLAP II reparada

Para este modelo se cambian las zonas de apoyo en la cápsula respecto al modelo anterior, dejando libre las zonas de la cápsula de 11 a 1 y de 5 a 6 vistas desde fuera de ésta.

Figura 16.

Modelo con lesión de Bankart reparada + SLAP II reparada a 60° de rotación. Vistas de izquierda a derecha, y de arriba abajo: Anterior, medial y posterior.



Se tiene para este modelo un valor máximo de deformación de 0.44.

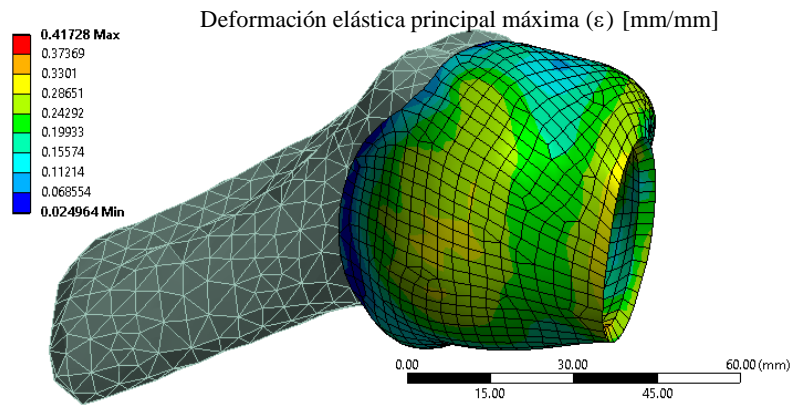
5.5 Análisis de resultados

En la Figura 17 se tiene el modelo sano simulado en este trabajo, a 60° de rotación externa.

Distintas vistas del modelo sano se muestran en la Figura 12.

Figura 17.

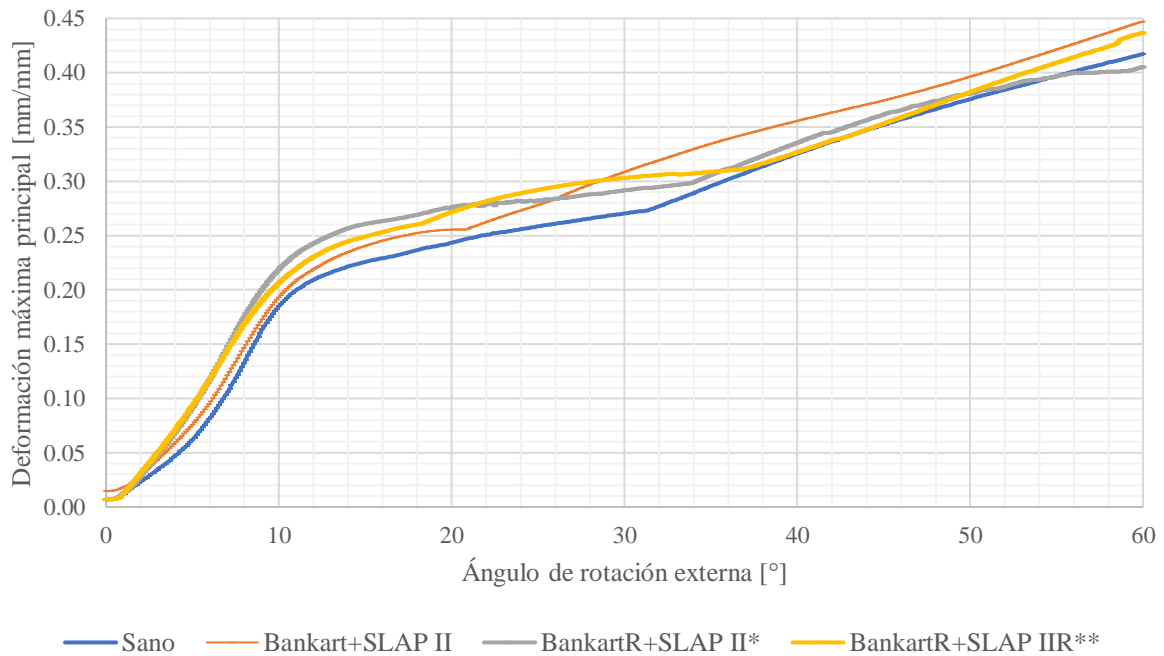
Modelo de articulación sana a 60° de rotación externa.



En la Figura 18 se puede observar la gráfica resultante de deformación máxima principal vs ángulo de rotación externa para los cuatro modelos simulados.

Figura 18.

Deformación principal máxima vs Ángulo de rotación externa en los cuatro modelos simulados.

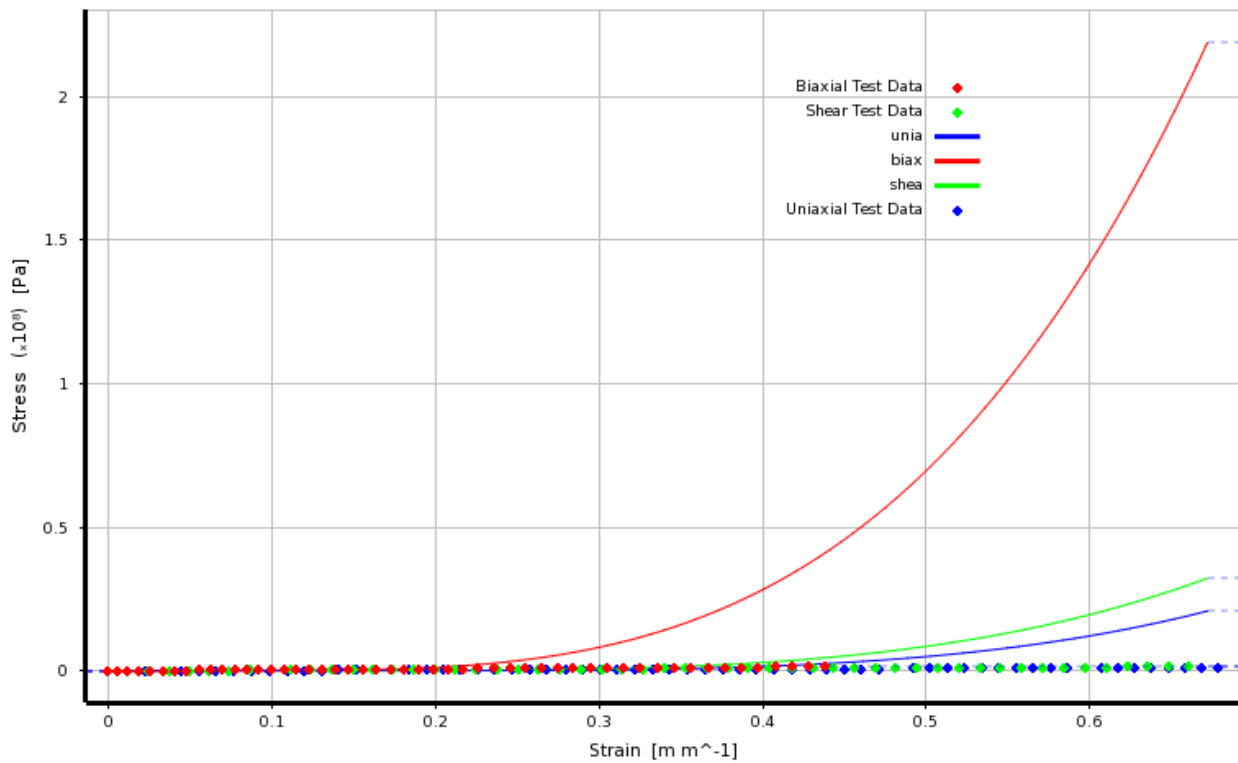


Nota: *Modelo con lesión de Bankart reparada + SLAP II sin reparar. ** Modelo con lesión de Bankart y SLAP II reparada.

En la Figura 18, se observan dos comportamientos principales del material hiperelástico de la cápsula glenohumeral: primero, el material se comporta como crecimiento exponencial, luego, presenta comportamiento casi lineal entre la deformación máxima principal y el ángulo de rotación.

Figura 19.

Comportamiento material de Yeoh de tercer orden.



En la Tabla 4 se tiene los resultados de deformación obtenidos, se aprecia un aumento de 3% en la deformación unitaria para el modelo con las lesiones de SLAP II y de Bankart, respecto al modelo sano, para el modelo con solamente la lesión de Bankart reparada, la deformación máxima toma el menor valor entre todos los modelos, finalmente, para el modelo con lesión de

Bankart y SLAP reparadas, la deformación máxima toma valor entre los otros dos modelos lesionados de simulación.

Tabla 4.

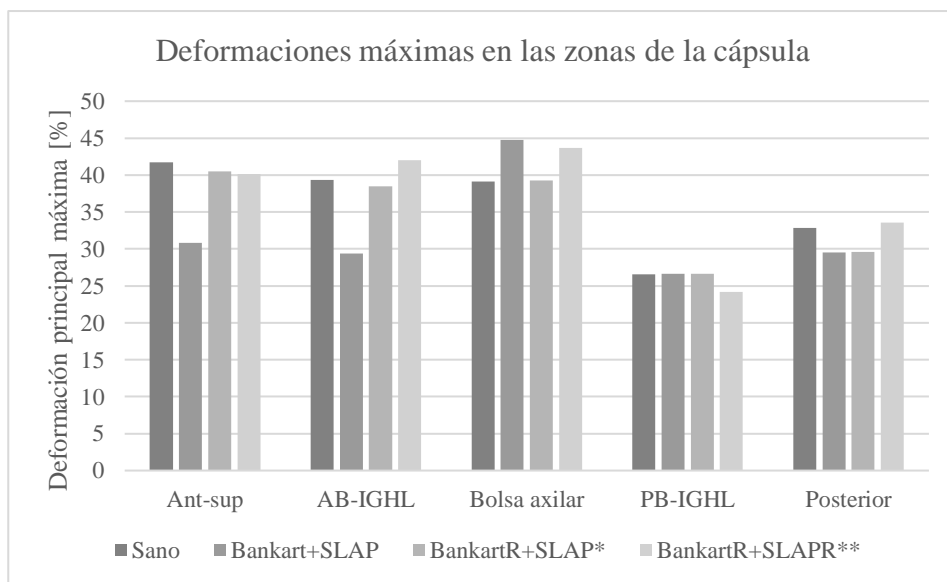
Deformaciones principales máximas

Descripción	Deformación principal máxima [%]					
	Global	Ant-Sup	AB-IGHL	Axilar	PB-IGHL	Posterior
Sano	41.7	41.7	39.3	39.1	26.6	32.9
Bankart+SLAP	44.7	30.8	29.4	44.7	26.6	29.5
BankartR+SLAP*	40.5	40.5	38.5	39.3	26.6	29.6
BankartR+SLAPR**	43.7	40.1	42.0	43.7	24.1	33.5

Nota: *Modelo con lesión de Bankart reparada + SLAP II sin reparar. ** Modelo con lesión de Bankart y SLAP II reparada. Las zonas de la cápsula glenohumeral en orden de columnas de izquierda a derecha son; Cápsula completa (Global), Anterosuperior (Ant-sup), Banda anterior del ligamento glenohumeral inferior (AB-IGHL), Bolsa axilar (Axilar), Banda posterior del ligamento glenohumeral inferior (PB-IGHL) y la zona Posterior.

Figura 20.

Comparación entre deformaciones de la cápsula.

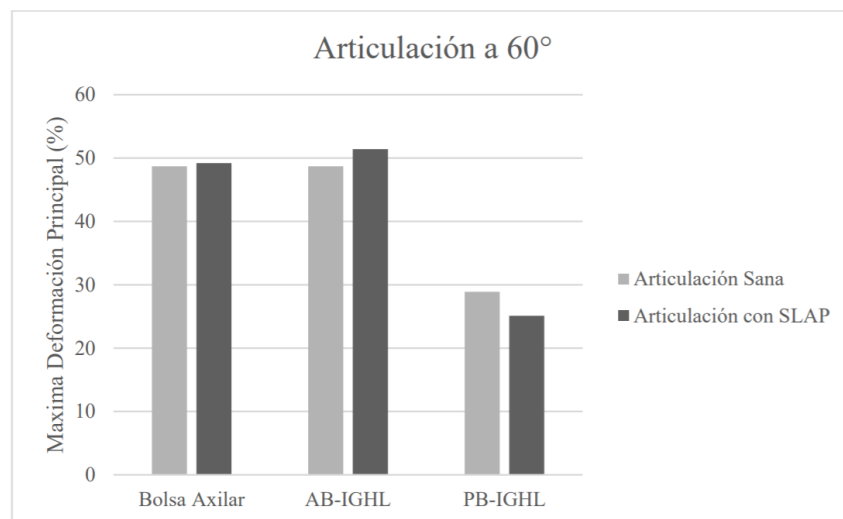


*Solamente Bankart reparada
 **Bankart y SLAP II reparadas

En la Figura 20, se observa que la reparación de Bankart sola, da un buen comportamiento de máximas deformaciones, muy similares a la que se tiene en el modelo sano. El comportamiento de las deformaciones máximas en la banda posterior varía un máximo aproximado de 2% en los distintos casos patológicos, lo cual es poco respecto a las demás zonas de la cápsula.

Figura 21.

Comparación de máximas deformaciones entre articulación glenohumeral sana y una que presenta lesión SLAP tipo II.



Fuente: Adaptado de Maldonado y Puentes (2018, p. 49).

Comparando el modelo de Maldonado y Puentes (2018) con el modelo sano y Bankart reparado de nuestro proyecto, se observa que nuestro modelo tiene deformaciones menores a las presentadas por Maldonado, esto puede deberse a condiciones de cómputo y a la corrección del eje de rotación. Cabe resaltar que ambos modelos presentan el mismo comportamiento de deformaciones relativas entre el sano y el que presenta la lesión.

5.6 Discusión

Hasta el momento, no se tiene conocimiento de trabajos previos que muestren los resultados aquí obtenidos. Investigaciones preliminares se han hecho, en lo que respecta al análisis con elementos finitos de la articulación glenohumeral, una parte de estos, se centran en entender el comportamiento del ligamento glenohumeral inferior (IGHL) al ser sometido a test de rotación (Ellis, Debski, Moore, McMahon, & Weiss, 2007; Moore et al., 2010; Zheng et al., 2017). Se observó correlación entre el modelo sano de este trabajo y el mostrado por Moore et al. (2010), arrojando deformaciones principales máximas cercanas al 40% para la Banda anterior y la Bolsa axilar, y del 20% para la Banda posterior, se evidencia que la máxima deformación principal es menor para las zonas AB-IGHL, Bolsa axilar y PB-IGHL respectivamente (Moore et al., 2010).

Se obtuvo el punto máximo de deformación en la zona de la cápsula cercana al húmero. Sin embargo, como lo afirma Ellis et al. (2007), las posiciones de 30° y 60° de rotación externa, pueden ser usadas para probar la zona de la glenoide en el IGHL durante exámenes clínicos, pero no son útiles para evaluar la zona cercana al húmero en el IGHL (Drury et al., 2011; Zheng et al., 2017).

La pequeña inflexión apreciada en la Figura 18 entre la transición de exponencial a lineal (i.e. a los 32° para el modelo sano) puede deberse al cambio de concavidad en la zona posterior de la cápsula debido a la rotación externa de ésta, que se aprecia en la vista posterior de la Figura 12, lo cual es una hipótesis basada en el comportamiento del modelo de este trabajo. Este punto de cambio de comportamiento del material varía en cada simulación, puesto que las condiciones de empotramiento de la zona glenoidea de la cápsula cambian. En todas las simulaciones, para deformación máxima unitaria de 0.2 mm/mm se aprecia cambio de concavidad en la Figura 18, lo

que se explica con lo observado en la Figura 19, donde a partir de 0.2 mm/mm el incremento en el esfuerzo experimentado por el material es mayor.

El desprendimiento del ligamento inferior glenohumeral de su inserción en la glenoide, de manera particular en la región anteroinferior, es frecuente y ha sido objeto de reparación para restauración de la estabilidad anterior, que es donde se presenta más del 80% de las dislocaciones (Caspari, 1988; Hara, Ito, & Iwasaki, 1996; Hawkins & Mohtadi, 1991; Kirkley, Griffin, Richards, Miniaci, & Mohtadi, 1999; Seeger, Gold, & Bassett, 1988).

Se trabajó la cápsula glenohumeral sin considerar el labrum. Estudios recientes han tenido en cuenta tanto la cápsula, como el labrum en modelos de elementos finitos de la articulación glenohumeral, confirmando la importancia del labrum en la deformación de esta zona de la bolsa axilar. Sin embargo, menor contribución estática del labrum a la estabilidad del hombro fue notada (Drury, Ellis, Weiss, McMahon, et al., 2010). Igualmente, tomando el cartílago articular de la cabeza del húmero como rígido, se ahorra tiempo computacional al remover miles de grados de libertad causados por una malla deformable de elementos cuadriláteros (Ellis et al., 2007).

Esta investigación tuvo algunas limitaciones. El material de la cápsula glenohumeral se trabajó como un continuo con espesor constante de 3 mm y un único material, además del húmero. No se incluyó en el modelo el tendón del bíceps, el cual se une al labrum en la zona superior, reduciendo así el tiempo de cálculo, en este caso, se trabaja la articulación glenohumeral una vez realizada una tenodesis. Análisis más detallados de movimientos del hombro, tales como: flexión, mayor rotación externa y abducción, podrán ser temas para futuras investigaciones (Bigliani et al., 1992).

La presencia de lesión SLAP tipo II junto con lesión de Bankart (SLAP tipo V) genera inestabilidad en la articulación glenohumeral. Así, se aumenta el riesgo de dislocación anterior de

ésta (Drury, Ellis, Weiss, McMahon, et al., 2010). De hecho, más del 80% de las dislocaciones se presentan en la zona del ligamento glenohumeral inferior (IGHL), compuesta por la Banda anterior del ligamento glenohumeral inferior (AB-IGHL), la Bolsa axilar y la Banda posterior (PB-IGHL). Se sugiere reparar con anclajes (Nam & Snyder, 2003) la zona anteroinferior de la cápsula glenohumeral comprendida por la lesión de Bankart. Este tipo de tratamiento mencionado aumenta el rango de movimiento respecto a la reparación de lesión de Bankart más SLAP tipo II (Itoigawa et al., 2020). Se recomienda tratamiento de rehabilitación no quirúrgico para la lesión SLAP tipo II, este tratamiento post operatorio se realiza con el fin de mejorar gradualmente la fuerza y estabilidad dinámica de la articulación glenohumeral (Wilk et al., 2013).

En conclusión, reparando solamente la lesión de Bankart se tiene menores deformaciones unitarias máximas incluso que al repararla junto a una parte de la SLAP tipo II. Se recomienda para personas que requieran mayor rango de movimiento en el hombro (i.e. deportistas y personas jóvenes) el reparar quirúrgicamente, suturando sólo la zona de la lesión de Bankart, puesto que presenta mayor rango de movimiento sin comprometer la estabilidad de la articulación glenohumeral (Itoigawa et al., 2020).

5.6.1 Impacto de los resultados

5.6.1.1 Impacto a nivel ingenieril. En el ámbito ingenieril, este trabajo aporta estudios biomecánicos del comportamiento de la articulación glenohumeral, al ser sometida a prueba de estabilidad. Se presenta información sobre la implementación de lesiones SLAP y de Bankart en el modelo computacional, además de una guía para la sutura de éstas.

Se obtuvo modelo tridimensional de una articulación glenohumeral de hombro derecho. Dicho modelo contiene los ejes biológicos de rotación, éstos pueden ser usados como referentes para simulaciones de pruebas de estabilidad distintas a la presentada en este trabajo.

5.6.1.2 Impacto a nivel clínico. El uso de programas computacionales, con análisis de elementos finitos, como asistencia médica es una buena herramienta de ayuda de diagnóstico y determinación de tratamientos para casos de pacientes particulares. En este caso específico, se puede determinar qué tipos de inestabilidad de la articulación podría darse como consecuencia de la lesión SLAP tipo V, sin necesidad de realizar movimientos físicos en el paciente lo cual puede generar dolor incapacitante.

Se reafirma el tratamiento médico a seguir en caso de presentar lesión SLAP tipo II combinada con lesión de Bankart, además de presentar valores de deformación en la cápsula glenohumeral. El tener el modelo computarizado de la articulación, permite realizar diversas pruebas de estabilidad, de manera ágil y con resultados específicos del paciente (Itoigawa et al., 2020).

6. Conclusiones

Se obtuvo el modelo CAD de la articulación glenohumeral con lesión de Bankart y SLAP tipo II de manera correcta, al cual se le aplicaron condiciones de frontera, arrojando resultados de deformación validados con estudios previos (Drury et al., 2011). Se realizó comparación de los valores numéricos máximos de deformación principal entre los diferentes modelos obtenidos, concluyendo que, la reparación de solamente lesión de Bankart es una manera efectiva de estabilizar la junta glenohumeral, de hecho, se ve en los resultados, que se obtuvieron menores deformaciones máximas a 60° de rotación externa en la cápsula con sólo lesión de Bankart reparada que al reparar ambas lesiones, lo que soporta lo expuesto por (Itoigawa et al., 2020).

Al comparar el modelo aquí presentado, con el realizado por Maldonado y Puentes (2018), se observó que nuestro modelo genera deformaciones máximas ligeramente menores al expuesto por Maldonado, aun así, se tiene el comportamiento esperado al realizar la reparación de lesión de Bankart, que es la de disminuir las máximas deformaciones en la articulación.

El suturar la lesión SLAP en sus zonas periféricas no garantiza la disminución de la deformación en la cápsula, pero si limita el rango de movimiento de la articulación, por lo que se recomienda, en caso de presentarse lesiones de Bankart y SLAP combinadas, la reparación de la lesión de Bankart solamente. Este trabajo cumplió con los objetivos planteados, dando resultados de la deformación en la cápsula glenohumeral desde una perspectiva biomecánica al presentarse una lesión de Bankart en compañía de lesión SLAP tipo II.

7. Recomendaciones

La lesión de Bankart implica un incremento en la inestabilidad de la junta glenohumeral, sin embargo, esto no se ve reflejado en un aumento de la deformación en la zona anterior de la cápsula, por lo que se debe tener cuidado al interpretar estos resultados. Lo anterior es debido a que una vez desprendido el labrum, dicha zona queda libre de grandes deformaciones, una vez aplicada la rotación de 60° .

En este proyecto, se usó un solo material y mismo espesor para toda la cápsula glenohumeral. Se sugiere tener en cuenta espesores variables para las distintas zonas de la cápsula, así como también propiedades de materiales diferentes. Lo anterior, se hizo por facilidad de cómputo; cabe resaltar que el modelo aquí presentado fue validado previamente con estudios de la junta glenohumeral (Drury et al., 2011).

Referencias Bibliográficas

- Antoni, M., Clément, X., Andrieu, K., & Kempf, J.-F. (2019). Lesiones del labrum glenoideo en los hombros estables. *EMC - Aparato Locomotor*, 52(1), 1–12. [https://doi.org/10.1016/s1286-935x\(19\)41778-4](https://doi.org/10.1016/s1286-935x(19)41778-4)
- Bigliani, L., Pollock, R., Soslowky, L., Flatow, E., Pawluk, R., & Mow, V. (1992). Tensile properties of the inferior glenohumeral ligament. *Journal of Orthopaedic Research*, 10(2), 187–197. <https://doi.org/10.1002/jor.1100100205>
- Caspari, R. (1988). Arthroscopic reconstruction for anterior shoulder instability. *Techniques in Orthopaedics*, 3(1), 59–66.
- Cho, H., Lee, C., Hwang, T., Suh, K., & Park, J. (2010). *Arthroscopic Repair of Combined Bankart and SLAP Lesions: Operative Techniques and Clinical Results*. 39–46. <https://doi.org/10.4055/cios.2010.2.1.39>
- Drury, N. (2008). *Evaluating the Anterior Stability Provided by the Glenohumeral Capsule: a Finite Element Approach*. (Doctoral Dissertation). University of Pittsburgh.
- Drury, N., Ellis, B., Weiss, J., McMahon, P., & Debski, R. (2010). The Impact of Glenoid Labrum Thickness and Modulus on Labrum and Glenohumeral. *Journal of Biomechanical Engineering*, 132(December), 1–7. <https://doi.org/10.1115/1.4002622>
- Drury, N., Ellis, B., Weiss, J., McMahon, P., & Debski, R. (2010). The impact of glenoid labrum thickness and modulus on labrum and glenohumeral capsule function. *Journal of Biomechanical Engineering*, 132(12), 1–7. <https://doi.org/10.1115/1.4002622>
- Drury, N., Ellis, B., Weiss, J., McMahon, P., & Debski, R. (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.
doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.11.018
- Ellis, B., Debski, R., Moore, S., McMahon, P., & Weiss, J. (2007). Methodology and sensitivity studies for finite element modeling of the inferior glenohumeral ligament complex. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 603–612. doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.01.024
- Favre, P., Snedeker, J., & Gerber, C. (2009). Numerical modelling of the shoulder for clinical applications for clinical applications. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 367(1895), 2095–2118.
<https://doi.org/10.1098/rsta.2008.0282>
- Greenberg, E., Fernandez-Fernandez, A., Lawrence, J., & McClure, P. (2015). The Development of Humeral Retrotorsion and Its Relationship to Throwing Sports. *Sports Health*, 7(6), 489–496. doi.org/10.1177/1941738115608830
- Gutiérrez, A., Martínez, O., & Valero, F. (2010). *Patologías del hombro* (1st ed.; J. Aldrete, ed.). México D.F.: Alfil.
- Hara, H., Ito, N., & Iwasaki, K. (1996). Strength of the glenoid labrum and adjacent shoulder capsule. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 5(4), 263–268.
[https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(96\)80052-8](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(96)80052-8)
- Hawkins, R., & Mohtadi, N. (1991). Controversy in anterior shoulder instability. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (272), 152–161.
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1934726>
- Hess, S. (2000). Functional stability of the glenohumeral joint. *Manual Therapy*, 5(2), 63–71.
<https://doi.org/10.1054/math.2000.0241>
- Hovelius, L., Sandström, B., Olofsson, A., Svensson, O., & Rahme, H. (2012). The effect of

- capsular repair, bone block healing, and position on the results of the Bristow-Latarjet procedure (study III): long-term follow-up in 319 shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21(5), 647–660. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2011.03.020>
- Howell, S., & Galinat, B. (1989). The glenoid-labral socket: A constrained articular surface. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (243), 122–125. <https://doi.org/10.1097/00003086-198906000-00018>
- Huamán, P. (2010). *Hombro 2010*. [En Línea]. SlideShare. Recuperado de: <https://es.slideshare.net/aled182/hombro2010-3233392>
- Ibañez, M., Ana, D., Calvo, B., Alvarez, V., Aeschlimann, M., Taborro, D. B., ... Reybet, J. (2014). *Tenodesis del Bíceps : Comparación de Técnica Supra-Pectoral Artroscópica vs . Sub-Pectoral Abierta*. 21, 129–134.
- Itoigawa, Y., Hooke, A., Sperling, J., Steinmann, S., Zhao, K., Itoi, E., & An, K. (2020). Bankart repair alone in combined Bankart and superior labral anterior-posterior lesions preserves range of motion without compromising joint stability. *JSES International*, 4(1), 63–67. <https://doi.org/10.1016/j.jseint.2019.11.001>
- Kim, S., Ha, K., Kim, S., & Choi, H. (2002). Results of arthroscopic treatment of superior labral lesions. *JBJS*, 84(6), 981-985. doi.org/10.2106/00004623-200206000-00012
- Kirkley, A., Griffin, S., Richards, C., Miniaci, A., & Mohtadi, N. (1999). Prospective Randomized Clinical Trial Comparing the Effectiveness of Immediate Arthroscopic Stabilization Versus Immobilization and Rehabilitation in First Traumatic Anterior Dislocations of the Shoulder. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 15(5), 507–514. doi.org/10.1053/ar.1999.v15.015050
- Kurokawa, D., Yamamoto, N., Ishikawa, H., Nagamoto, H., Takahashi, H., Muraki, T., ... Itoi, E.

- (2017). Differences in humeral retroversion in dominant and nondominant sides of young baseball players. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(6), 1083–1087. doi.org/10.1016/j.jse.2016.11.051
- Li, M., Shaikh, A., Sun, J., Shang, P., & Shang, X. (2019). Effectiveness of biceps tenodesis versus SLAP repair for surgical treatment of isolated SLAP lesions: A systemic review and meta-analysis. *Journal of Orthopaedic Translation*, 16, 23–32. https://doi.org/10.1016/j.jot.2018.09.002
- Maffet, M., Gartsman, G., & Moseley, B. (1995). Superior Labrum-Biceps Tendon Complex Lesions of the Shoulder. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(1), 93–98. https://doi.org/10.1177/036354659502300116
- Maldonado, J., & Puentes, D. (2018). *Modelamiento de la articulación glenohumeral mediante elementos finitos para el estudio de una lesión slap tipo II*. (Tesis de Grado Ingeniería Mecánica). Universidad Industrial de Santander.
- Metan, S., Krishna, P., & Mohankumar, G. (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
- Mileski, R., & Snyder, S. (1998). Superior labral lesions in the shoulder: pathoanatomy and surgical management. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 6(2), 121–131. https://doi.org/10.5435/00124635-199803000-00007
- Miyashita, K., Urabe, Y., Kobayashi, H., Yokoe, K., Koshida, S., Kawamura, M., & Ida, K. (2008). The role of shoulder maximum external rotation during throwing for elbow injury prevention in baseball players. *Journal of Sports Science & Medicine*, 7(2), 223–228. http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24149453

- Moore, S., Ellis, B., Weiss, J., McMahon, P., & Debski, R. (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. doi.org/10.1007/s10439-009-9834-7
- Moore, S., Musahl, V., McMahon, P., & Debski, R. (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
- Morgan, C., Burkhart, S., Palmeri, M., & Gillespie, M. (1998). Type II SLAP lesions: three subtypes and their relationships to superior instability and rotator cuff tears. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 14(6), 553–565. https://doi.org/10.1016/S0749-8063(98)70049-0
- Musahl, V., Moore, S., McMahon, P., & Debski, R. (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
- Nam, E., & Snyder, S. (2003). The diagnosis and treatment of superior labrum, anterior and posterior (SLAP) lesions. *American Journal of Sports Medicine*, 31(5), 798–810. https://doi.org/10.1177/03635465030310052901
- Narbona, P. (2012). Manejo Actual de la Lesión SLAP. *Asociación Argentina de Antroposcopia*. Vol. 19, pp. 50–61.
- Noonan, T., Shanley, E., Bailey, L., Wyland, D., Kissenberth, M., Hawkins, R., & Thigpen, C. (2015). Professional Pitchers With Glenohumeral Internal Rotation Deficit (GIRD) Display Greater Humeral Retrotorsion Than Pitchers Without GIRD. *The American Journal of*

- Sports Medicine*, 43(6), 1448–1454. doi.org/10.1177/0363546515575020
- Olds, M., Ellis, R., Donaldson, K., Parmar, P., & Kersten, P. (2015). Risk factors which predispose first-time traumatic anterior shoulder dislocations to recurrent instability in adults: a systematic review and meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*, 49(14), 913–922. doi.org/10.1136/bjsports-2014-094342
- Romeo, A. (2012). Supraperectoral Biceps Tenodesis Using the SwiveLock Tenodesis System. Retrieved from <https://www.arthrex.com/es/hombro/tecnica-swivelock-paratenodesis>
- 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>
- Seeger, L., Gold, R., & Bassett, L. (1988). Shoulder instability: evaluation with MR imaging. *Radiology*, 168(3), 695–697. <https://doi.org/10.1148/radiology.168.3.3406398>
- Smith, C., & Funk, L. (2010). The Glenoid Labrum. *Shoulder and Elbow*, 2(2), 87–93. <https://doi.org/10.1111/j.1758-5740.2010.00050.x>
- Snyder, S. (2003). *Shoulder Arthroscopy* (2nd ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Snyder, S., Banas, M., & Karzel, R. (1995). An analysis of 140 injuries to the superior glenoid labrum. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 4(4), 243–248. doi.org/10.1016/S1058-2746(05)80015-1
- Snyder, S., Karzel, R., Pizzo, W. Del, Ferkel, R., & Friedman, M. (1990). SLAP lesions of the shoulder. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 6(4), 274–279. doi.org/10.1016/0749-8063(90)90056-J
- Sofu, H. (2014). Recurrent anterior shoulder instability: Review of the literature and current concepts. *World Journal of Clinical Cases*, 2(11), 676. doi.org/10.12998/wjcc.v2.i11.676

- Valero, F., & Inzunza, E. (2016). Lesiones del labrum superior: SLAP. *Ortho-Tips*. Vol. 12, pp. 145–155.
- Weber, S., Payvandi, S., Martin, D., & Harrast, J. (2010). SLAP Lesions of the Shoulder: Incidence Rates, Complications, and Outcomes as Reported by ABOS Part II Candidates (SS-19). *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 26(6), e9–e10. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2010.04.029>
- Wilk, K., Cain, E., Dugas, J., Andrews, J., & Suite, G. (2013). Invited Clinical Commentary the Recognition and Treatment of Superior. *The International Journal of Sports Physical Therapy*, 8(5), 579–601.
- Xu, Y., Wu, K., Ma, Q., Zhang, L., Zhang, Y., Xu, W., & Guo, J. (2019). Comparison of clinical and patient-reported outcomes of three procedures for recurrent anterior shoulder instability: Arthroscopic Bankart repair, capsular shift, and open Latarjet. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 14(1), 1–8. doi.org/10.1186/s13018-019-1340-5
- Zheng, M., Zou, Z., Bartolo, P. jorge D. silva, Peach, C., & Ren, L. (2017). Finite element models of the human shoulder complex: a review of their clinical implications and modelling techniques. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, Vol. 33 (2), p. e02777. doi.org/10.1002/cnm.2777