

UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
SANTIAGO – CHILE



**Evaluación Biomecánica de tres Técnicas de Reconstrucción
Acromioclavicular: Un Estudio con Elementos Finitos**

Farid Iskandar Felipe Salamé Castillo

MEMORIA DE TITULACIÓN PARA OPTAR AL TÍTULO DE
INGENIERO CIVIL MECÁNICO

Profesor Guía: Dr. Ing. Joaquín Mura Mardones

Profesor Correferente: Dr. Ing. Claudio García Barraza

Agosto de 2021

Agradecimientos

En primer lugar, a mis padres, que gracias a su esfuerzo yo pude llegar hasta este punto de mi vida, que siempre me apoyaron, incluso cuando yo mismo no estaba seguro de que camino tomar. Se que ellos están orgullosos de mí, pero nunca les he dicho cuan orgulloso y afortunado me siento de tenerlos en mi vida.

En segundo lugar, pero no menos importante, a mi hermano, fuente de inspiración, admiración, y envidia sana, verlo me empujaba a ser mejor conmigo mismo y con los demás. Con sus consejos mis estudios fueron mucho menos pesados de lo que podrían haber sido, mismos consejos que aplico en mi vida diaria, y no me arrepiento de haberlo hecho.

En tercer lugar, como olvidar a mis amigos, del colegio Hans, Negro y Daniel; de la PUC, Rafael, las Javis, Galo y el Tomás; y de la USM, los Pablos, Anselmo, Natalia, Fabian, Ignacio y Lukas. Conocerlos fue una de las mejores cosas que me ha pasado, y si algún día nos separamos nunca voy a olvidar los buenos momentos que pasamos juntos, las risas, desveladas, fiestas, y como no, el sufrimiento que pasamos.

En cuarto lugar, agradecer al profesor Joaquín, quien me guió, ayudó y entendió cuando no podía más. También agradecer a Ausberto quien me ayudo con mucha paciencia, en cada duda que tenía sobre un tema que yo no manejaba.

Y, por último, a todas las personas que no pude nombrar pero que han pasado por mi vida, me han ayudado o simplemente he compartido una risa.

*“Un enano sobre hombros de gigantes
logra ver más lejos que los dos por
separado”*

Resumen

El complejo articular que compone el hombro es único en el cuerpo humano, y las lesiones en él son bastante comunes. Con estudios utilizando simulaciones es posible analizar, comprender, y determinar de manera no invasiva tratamientos pertinentes para cada tipo de lesión. Para llevar a cabo estos estudios, es necesario el uso de modelos que reproduzcan a la anatomía del cuerpo humano y como interactúan sus componentes.

En este trabajo, se reproduce un modelo 3D de la articulación del hombro utilizando imágenes obtenidas por medio de una Tomografía Axial Computarizada (TAC), y la utilización de software CAD generando un modelo óseo, el que se utiliza de base para el estudio de diversas técnicas de reconstrucción quirúrgica, y su comparación con un hombro totalmente sano. Para esto, se segmentaron manualmente, utilizando el software CAD SpaceClaim, ligamentos para el caso base e injertos ligamentarios, así como suturas, fibras y botones de titanio para las técnicas de reconstrucción. Con los elementos ya generados, se planteó un movimiento de abducción al que será sometida la articulación. Luego de la generación del modelo final (Geometría y condiciones de movimiento), y utilizando el software ANSYS 2020R2, se realizó la discretización, y finalmente, la simulación con método de elementos finitos.

Entre los resultados de este estudio se determina que, para un movimiento de abducción, los injertos biológicos se comportan de manera bastante similar a los ligamentos originales hasta cierto punto del movimiento, en el caso del injerto isquiotibial este punto ocurre a los 100° de elevación humeral, con diferencias de hasta 2,1[MPa] de esfuerzo máximo en los 120° de elevación humeral, para el modelo que utiliza la aumentación ligamentaria AC (Acromioclavicular) es comparable al ligamento AC Posterosuperior hasta los 90° – 100° de elevación humeral mientras que con el ligamento AC Anteroinferior, el cual se busca reemplaza en esta técnica, este rango abarca hasta los 30°, con diferencias de hasta 2,5[MPa] del esfuerzo máximo hacia los 120° de elevación humeral. Para injertos más rígidos, al

comparar sus curvas de esfuerzo generadas, se piensa que podrían generar mayor estabilidad en la articulación, pero a costa de la movilidad de esta. Por lo que se plantea, desde un punto de vista ingenieril, a la técnica de Fijación CC (Coracoclavicular) y Aumentación ligamentaria AC como el modelo que podría comportarse de manera más similar a un hombro totalmente sano. Además, recomendaciones para un trabajo futuro.

Abstract

The joint complex that composes the shoulder is unique in the human body, and injuries to it are quite common. Studies using simulations it is possible to analyze, understand, and determine in a non-invasive way appropriate treatment for each type of injury. In order to make these studies, it is necessary to use models that reproduce the anatomy of the human body and how its components interact.

In this work, a 3D model of the shoulder joint is reproduced using images obtained by Computed Axial Tomography (CT), and the use of CAD software generating a bone model, which is used as a basis for the study of various surgical reconstruction techniques, and their comparison with a totally healthy shoulder. For this, ligaments for the base case and ligament grafts, as well as sutures, fibers and titanium buttons for reconstruction techniques, were manually segmented using SpaceClaim CAD software. With the elements already generated, an abduction movement was proposed to which the joint will be subjected. After the generation of the final model (Geometry and movement conditions), and using the ANSYS 2020R2 software, the discretization was carried out, and finally, the simulation with the finite element method.

Among the results of this study, it is determined that, for an abduction movement, biological grafts behave quite similarly to the original ligaments to a certain point of movement, in the case of the hamstring graft this point occurs at 100° humeral elevation, with differences of up to $2.1 [MPa]$ of maximum stress at 120° of humeral elevation, for the model that uses the AC ligament augmentation (Acromioclavicular) it is comparable to the Posterosuperior AC ligament up to $90^\circ - 100^\circ$ of humeral elevation, while with the AC Anteroinferior ligament, which is sought to be a replacement in this technique, this range covers up to 30° , with differences of up to $2.5 [MPa]$ from the maximum stress towards 120° of humeral elevation. For more rigid grafts, when comparing their generated stress curves, it is thought that they could generate greater stability in the joint, but at the cost of its mobility. Therefore, from an engineering point of view, the technique of CC fixation (Coracoclavicular) and AC ligament

augmentation is proposed as the model that could behave more similarly to a totally healthy shoulder. Also, recommendations for future work.

Índice

Índice de Figuras.....	IX
Índice de Tablas	XII
1 Introducción	1
2 Biomecánica del hombro	2
2.1 Estructura ósea	3
2.2 Articulaciones	8
2.3 Movimientos	11
2.3.1 Articulación Glenohumeral	11
2.3.2 Articulación Acromioclavicular	15
2.3.3 Articulación esternoclavicular	15
2.3.4 Cintura Escapular	16
2.3.5 Ligamentos	17
2.4 Lesiones Acromioclaviculares	18
2.4.1 Clasificación	18
3 Métodos de reconstrucción acromioclavicular	20
3.1 Tratamientos Quirúrgicos	20
3.1.1 Double Button	20
3.1.2 Triple Button	21
3.1.3 AC Joint Repair	21
3.1.4 Modified Weaver-Dunn	21
3.1.5 Neviaser	22
3.1.6 Coracoclavicular Sling	22
3.1.7 Coracoid Loop Technique	23
3.1.8 Drilling Technique	23
3.2 Tratamientos a estudiar	23
3.2.1 Fijación CC y Aumentación Ligamentaria AC	24
3.2.2 Aumentación isquiotibial CC sin fijación AC	25
3.2.3 Fijación AC y CC sin aumentación biológica	25
4 Metodología	26
4.1 Adquisición de Imágenes 3D	27
4.2 Modelación de Estructuras óseas	28
4.3 Inserción de Estructuras Ligamentarias	28

4.4	Inserción de Métodos de Reconstrucción	33
4.5	Modelo de Sólido	36
4.6	Validación de Modelo Hiperelástico	37
4.7	Mallado	39
4.8	Condiciones de Frontera	42
5	Resultados	45
5.1	Modelo Base	46
5.2	Fijación CC y aumentación ligamentaria AC	51
5.3	Fijación AC y CC, sin aumentación biológica	52
5.4	Fijación CC y Aumentación isquiotibial sin aumentación AC	54
6	Conclusiones	58
	Anexo A	61
	Anexo B	66
	Anexo C	71
	Anexo D	72
	Referencias	76

Índice de Figuras

FIGURA 1: ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL (EN VERDE).	2
FIGURA 2: DIFERENTES ESTRUCTURAS ÓSEAS DE CINTURA ESCAPULAR [9]	3
FIGURA 3: A) CLAVÍCULA DERECHA EN VISTAS SUPERIOR E INFERIOR; B) CLAVÍCULA DERECHA EN VISTAS SUPERIOR Y ANTERIOR.[10] Y [12]	5
FIGURA 4: HUESOS DEL MIEMBRO SUPERIOR. A) VISTA ANTERIOR B) VISTA POSTERIOR [10]	6
FIGURA 5: ESCÁPULA DERECHA. A) CARACTERÍSTICAS ÓSEAS DE LAS CARAS COSTAL Y POSTERIOR DE LA ESCÁPULA. B) BORDES Y ÁNGULOS DE LA ESCÁPULA. C)CARACTERÍSTICAS ARTICULARES DE LA ESCÁPULA DESDE UNA VISTA POSTERIOR. D) CARACTERÍSTICAS ÓSEAS DE LAS CARAS COSTAL Y POSTERIOR DESDE UNA VISTA LATERAL.[10]	7
FIGURA 6:ARTICULACIÓN ACROMIOCLAVICULAR VISTA POSTERIOR.[10]	9
FIGURA 7: ESQUEMA ILUSTRATIVO DE LA ARTICULACIÓN ESTERNOCLAVICULAR.[12]	10
FIGURA 8: FIGURA DE LA ARTICULACIÓN GLENOHUMERAL CON PERSPECTIVA EN CORTE.[12]	11
FIGURA 9: MOVIMIENTOS DE LA ARTICULACIÓN DEL HOMBRO [11]	12
FIGURA 10 : MOVIMIENTO DE ADUCCIÓN. A) UNA EXTENSIÓN: ADUCCIÓN MUY LEVE; B) UNA FLEXIÓN: ADUCCIÓN ALCANZA DE 30 A 45°[13]	13
FIGURA 11: MOVIMIENTOS DE FLEXO EXTENSIÓN. A) EXTENSIÓN: MOVIMIENTO DE POCA AMPLITUD, 45 A 50°; B) FLEXIÓN: MOVIMIENTO DE GRAN AMPLITUD 180°. [13]	14
FIGURA 12: DIAGRAMA DE LOS DISTINTOS PLANOS PRINCIPALES DEL CUERPO Y SUS EJES.	14
FIGURA 13: MOVIMIENTOS QUE PERMITE LA ARTICULACIÓN ESTERNOCLAVICULAR 1) RETRACCIÓN Y PROTRACCIÓN, 2) ROTACIÓN, 3) ELEVACIÓN Y DEPRESIÓN ,4) PUNTO DE CONTACTO CON EL ESTERNÓN. (ELABORACIÓN PROPIA)	16
FIGURA 14: MOVIMIENTOS DE LA ESCÁPULA.	17
FIGURA 15:SE MUESTRAN LAS PARTES CORRESPONDIENTES A LA CINTURA ESCAPULAR, VISTA FRONTAL.	18
FIGURA 16:CLASIFICACIÓN ROCKWOOD PARA LAS LESIONES ACROMIOCLAVICULARES [6].	20
FIGURA 17: (A) ARTICULACIÓN AC INTACTA; (B) LIGAMENTO CORACOACROMIAL TRANSFERIDO HACIA LA CLAVÍCULA; (C) FIJACIÓN CC POR MEDIO DE SUTURAS Y BOTONES.	24
<i>FIGURA 18:AUMENTACIÓN LIGAMENTARIA CC.</i>	25
FIGURA 19: FIJACIÓN AC Y CC SIN AUMENTACIÓN BIOLÓGICA.	26
FIGURA 20: IMAGEN TAC DE HOMBRO EN VISTA CORONAL (A) Y SAGITAL (B)	27
FIGURA 21: MODELO ÓSEO BASE, OBTENIDO EN MESHMIXER.	28
FIGURA 22: PASOS PARA LA RECONSTRUCCIÓN LIGAMENTARIA: (A) SKECTH SOBRE LA ESTRUCTURA ÓSEA; (B) GENERACIÓN DE SUPERFICIE; (C) EXTRUSIÓN DE LA SUPERFICIE PARA GENERAR EL SÓLIDO FINAL.	30
FIGURA 23: LIGAMENTOS CORACOCLAVICULARES, MOSTRANDO EL TRAPEZOIDE (IZQUIERDA) Y CONOIDE (DERECHA). CON VISTAS FRONTAL (IMAGEN SUPERIOR) Y VISTA SUPERIOR (IMAGEN INFERIOR)	30
FIGURA 24: LIGAMENTOS ACROMIOCLAVICULARES MOSTRANDO EL POSTEROSUPERIOR EN AMARILLO Y EL ANTEROINFERIOR EN AZUL, CON VISTAS SUPERIOR (IMAGEN SUPERIOR) Y VISTA FRONTAL (IMAGEN INFERIOR)	31
FIGURA 25: MODELO COMPLETO DEL COMPLEJO ARTICULAR.	31
FIGURA 26: MODELO DE RECONSTRUCCIÓN UTILIZANDO LA TRANSFERENCIA AC Y DOGBONE. LA IMAGEN (A) ES EL MODELO COMPLETO, MIENTRAS QUE LA IMAGEN (B) CORRESPONDE SOLAMENTE A LA TRANSFERENCIA AC.	32
FIGURA 27:MODELO DE RECONSTRUCCIÓN DE DOGBONE JUNTO CON LA AUMENTACIÓN ISQUIOTIBIAL.	33
FIGURA 28: MODELO DOGBONE RECONSTRUIDO, VISTA SUPERIOR MOSTRADA EN LA IMAGEN (A), Y VISTA INFERIOR MOSTRADA EN LA IMAGEN (B)	34
FIGURA 29: MODELO DE RECONSTRUCCIÓN DE DOGBONE JUNTO CON LA FIJACIÓN AC.	35
FIGURA 30: PLANO DEL DUMBBELL GENERADO EN AUTODESK INVENTOR.	37
FIGURA 31: GEOMETRÍA DE PRUEBA CON SUS APOYOS RESPECTIVOS.	38

FIGURA 32: GRÁFICO DE ESFUERZO VS STRAIN, PARA LA SIMULACIÓN DE TRACCIÓN REALIZADA Y EL CÁLCULO TEÓRICO.	39
FIGURA 33: RESULTADOS GAP Y VOLUMEN TOTAL DE DUMBBELL PARA LA SIMULACIÓN FEM	40
FIGURA 34: MOVIMIENTO CLAVICULAR VS ELEVACIÓN HUMERAL, SE MUESTRA EL MOVIMIENTO DE LA CLAVÍCULA (EN GRADOS) CON RESPECTO AL PUNTO DE REFERENCIA PREVIAMENTE DEFINIDO SEGÚN EL ESTUDIO DE WU ET AL. 2005.	42
FIGURA 35: MOVIMIENTO ESCAPULAR VS ELEVACIÓN HUMERAL, SE MUESTRA EL MOVIMIENTO DE LA ESCÁPULA (EN GRADOS) CON RESPECTO AL PUNTO DE REFERENCIA PREVIAMENTE DEFINIDO SEGÚN EL ESTUDIO DE WU ET AL. 2005.	43
FIGURA 36: PUNTO DE CONEXIÓN PARA LA ARTICULACIÓN ESFÉRICA DEL TIPO BODY-GROUND.	44
FIGURA 37: CONEXIÓN PARA LA ARTICULACIÓN ESFÉRICA DEL TIPO BODY-BODY QUE UNE LA ESCÁPULA Y LA CLAVÍCULA.	45
FIGURA 38: NODOS UTILIZADOS PARA ANALIZAR LA DISTANCIA Y DEFORMACIÓN DEL LIGAMENTO CONOIDE, PARA LA ABDUCCIÓN.	46
FIGURA 39: NODOS UTILIZADOS PARA ANALIZAR LA DISTANCIA Y DEFORMACIÓN DEL LIGAMENTO TRAPEZOIDE, PARA LA ABDUCCIÓN.	47
FIGURA 40: NODOS UTILIZADOS PARA ANALIZAR LA DISTANCIA ENTRE LA ESCÁPULA Y CLAVÍCULA EN LA ARTICULACIÓN ACROMIOCLAVICULAR.	48
FIGURA 41: GRÁFICO DE ESFUERZO DE VON MISES MÁXIMAS EN LOS LIGAMENTOS.	48
FIGURA 42: GRÁFICO DE DISTANCIA ENTRE LOS PUNTOS DE INTERÉS.	49
FIGURA 43: GRÁFICO DE ESFUERZO MÁXIMO VS ELEVACIÓN HUMERAL, PARA LA FIBRA EN EL MÉTODO DE FIJACIÓN CC Y AUMENTACIÓN LIGAMENTARIA AC	50
FIGURA 44: GRÁFICO DE ESFUERZO MÁXIMO VS ELEVACIÓN HUMERAL, PARA EL LIGAMENTO CA TRANSFERIDO EN EL MÉTODO DE FIJACIÓN CC Y AUMENTACIÓN LIGAMENTARIA AC	51
FIGURA 45: GRÁFICO MOSTRANDO LOS RESULTADOS DE ESFUERZO MÁXIMO EQUIVALENTE DE VON MISES VS LA ELEVACIÓN HUMERAL PARA EL MODELO FIJACIÓN AC Y CC, SIN AUMENTACIÓN BIOLÓGICA.	52
FIGURA 46: ESFUERZO DE VON-MISES MÁXIMO PARA LA TÉCNICA DE RECONSTRUCCIÓN DOGBONE EN EL MODELO DE RECONSTRUCCIÓN FIJACIÓN CC Y AUMENTACIÓN ISQUIOTIBIAL SIN AUMENTACIÓN AC.	53
FIGURA 47: GRÁFICO DE ESFUERZO MÁXIMO DE VON-MISES PARA EL INJERTO ISQUIOTIBIAL EN LA TÉCNICA DE RECONSTRUCCIÓN FIJACIÓN CC Y AUMENTACIÓN ISQUIOTIBIAL SIN AUMENTACIÓN AC.	54
FIGURA 48: GRÁFICO DE ESFUERZO MÁXIMO VS ELEVACIÓN HUMERAL, PARA EL INJERTO ISQUIOTIBIAL Y LOS LIGAMENTOS CC.	55
FIGURA 49: GRÁFICO DE ESFUERZO MÁXIMO VS ELEVACIÓN HUMERAL, PARA EL MODELO DE AUMENTACIÓN LIGAMENTARIA AC Y LOS LIGAMENTOS AC.	56
FIGURA 50: GRÁFICO DE ESFUERZO MÁXIMO VS ELEVACIÓN HUMERAL, PARA LAS FIBRAS UTILIZADAS EN LOS 3 MODELOS DE RECONSTRUCCIÓN.	56
FIGURA 51: ELEMENTO TETRAÉDRICO.	66
FIGURA 52: CAMBIO DE COORDENADAS HACIA UN ESPACIO NORMALIZADO.	67
FIGURA 53: CÓDIGO EN PYTHON PARA CALCULAR EL VALOR TEÓRICO DEL ESFUERZO PARA UN MATERIAL HIPERELÁSTICO ARRUDA-BOYCE	71
FIGURA 54: LIGAMENTOS DEFORMADOS EN EL FINAL DE LA ELEVACIÓN HUMERAL, PARA EL MODELO BASE.	72
FIGURA 55: SUTURA DEFORMADA A LOS 50° DE ELEVACIÓN HUMERAL PARA EL MODELO DE AUMENTACIÓN AC Y FIJACIÓN CC, SIN AUMENTACIÓN BIOLÓGICA	72
FIGURA 56: FIBRA DEFORMADA A LOS 32° DE ELEVACIÓN HUMERAL PARA EL MODELO DE AUMENTACIÓN AC Y FIJACIÓN CC, SIN AUMENTACIÓN BIOLÓGICA	73
FIGURA 57: INJERTO ISQUIOTIBIAL DEFORMADO A LOS 75° DE ELEVACIÓN HUMERAL PARA EL MODELO DE AUMENTACIÓN ISQUIOTIBIAL Y FIJACIÓN CC	73

FIGURA 58: FIBRA DEFORMADA A LOS 75° DE ELEVACIÓN HUMERAL PARA EL MODELO DE AUMENTACIÓN ISQUIOTIBIAL Y FIJACIÓN CC	74
FIGURA 59: LIGAMENTO TRANSFERIDO DEFORMADO A LOS 100° DE ELEVACIÓN HUMERAL PARA EL MODELO DE TRANSFERENCIA AC Y FIJACIÓN CC	74
FIGURA 60: FIBRA DEFORMADA A LOS 100° DE ELEVACIÓN HUMERAL PARA EL MODELO DE TRANSFERENCIA AC Y FIJACIÓN CC	75

Índice de Tablas

TABLA 1: BREVE DESCRIPCIÓN DE LA CLASIFICACIÓN ROCKWOOD PARA LESIONES [6]	19
TABLA 2: ÁREAS DE INSERCIÓN DE LIGAMENTOS EN EL ACROMION, CORACOIDES Y CLAVÍCULA	29
TABLA 3: PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS COMPONENTES DEL MODELO	36
TABLA 4: INFORMACIÓN RESPECTIVA A LA DISCRETIZACIÓN DE LOS ELEMENTOS LIGAMENTARIOS Y ESTRUCTURAS ÓSEAS PARA EL MODELO BASE.	40
TABLA 5: INFORMACIÓN RESPECTIVA A LA DISCRETIZACIÓN DE LOS ELEMENTOS UTILIZADOS EN LAS RECONSTRUCCIONES Y ESTRUCTURAS ÓSEAS.	41
TABLA 6: PUNTOS DE INTERÉS PARA EL ANÁLISIS DE DISTANCIAS.....	46
TABLA 7: RESUMEN DE RESULTADOS OBTENIDOS.	57

1 Introducción

El término biomecánica, es un área del conocimiento interdisciplinaria la cual estudia los fenómenos naturales que ocurren en los organismos en distintas condiciones y circunstancias. Para estudiar dichos fenómenos, la biomecánica utiliza los conocimientos y técnicas de la ingeniería, anatomía y fisiología entre otros.

La mecánica de sólidos, mecánica de fluidos y termodinámica juegan un papel de extrema importancia en un estudio biomecánico, siendo indispensables para lograr comprender los innumerables fenómenos que ocurren dentro de los organismos.

El aprovechamiento de la biomecánica por parte de la medicina ha permitido una mejora en la eficacia de procedimientos quirúrgicos, así como un cambio y la aparición de nuevos métodos de tratamientos para patologías musculares y esqueléticas.

La inclusión de estudios computacionales ha permitido generar nuevas investigaciones no invasivas de manera masiva, las que anteriormente no era posible realizar. La utilización de un mismo modelo base permite un análisis de los resultados obtenidos de manera normalizada permitiendo una mejor elección de tratamientos.

El hombro, es un complejo articular único en el cuerpo humano, es la única que se encuentra suspendida dentro del cuerpo y posee una alta gama de movimientos. Debido a estas características es extremadamente frágil y una pequeña lesión al nivel ligamentario puede desencadenar inestabilidades en las articulaciones.

Las lesiones en el hombro son bastante comunes en quienes practican algún deporte regularmente, más aún si estos son de contacto. Estas lesiones pueden ir desde fracturas de

clavícula hasta dislocación de la articulación acromioclavicular (AC), estas últimas corresponden aproximadamente al 9% de todas las lesiones de la cintura escapular [1-3] y al 12% de todas las dislocaciones de hombro [5].

De esta forma, un estudio biomecánico del hombro permite desarrollar, mejorar y estudiar nuevas tecnologías y métodos para la reconstrucción acromioclavicular.

2 Biomecánica del hombro

El hombro, complejo articular con la mayor amplitud de movimientos en el cuerpo humano y que juega una parte crucial en la supervivencia del humano y su evolución, permite una vasta variedad de movimientos en comparación a otras especies. Teorías proponen que la diferencia anatómica entre especies en lo que respecta al hombro, comenzó en el momento que nuestra especie se hizo bípeda, ya sea para poder llevar comida a la boca o bien tener una mayor movilidad de los brazos y así ayudar a la escalada vertical.

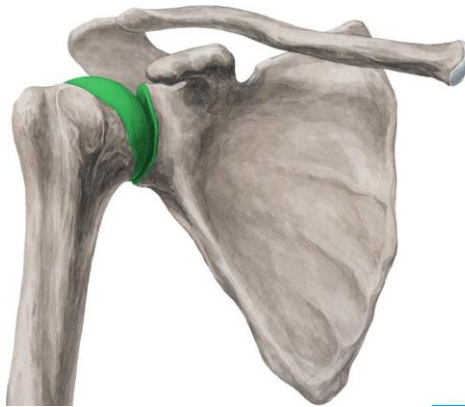


Figura 1: Articulación Glenohumeral (en verde).

Así como los humanos evolucionaron hacia una postura ortógrada, el complejo escapulohumeral experimentó cambios para cumplir con las demandas de una articulación que no soporta peso. Con el paso del tiempo la congruencia articular de las extremidades

superiores fue sacrificada por la estabilidad del tejido blando, para lograr un mayor grado de movilidad en la articulación glenohumeral

Dependiendo de la función que realicen los miembros anteriores, sus movimientos específicos y transmisión de fuerzas, la cintura escapular puede adoptar distintas geometrías (Ver Figura 2).

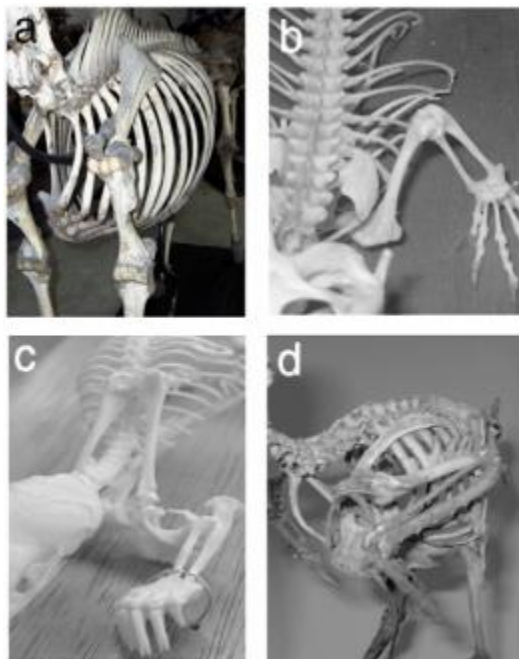


Figura 2: Diferentes estructuras óseas de cintura escapular [9]

2.1 Estructura ósea

El complejo articular del hombro se compone de 3 huesos -clavícula, el húmero y la escápula- dispuestas como se muestra en la Figura 1.

En la Figura 4 se muestran las diferentes articulaciones que conforman el hombro - Glenohumeral y Acromioclavicular- las cuales son extremadamente importantes y las responsables de la gran movilidad que tiene la extremidad superior.

2.1.1. La Clavícula

Es la unión ósea entre el tronco y la extremidad superior por medio de su conexión con el esternón. Tiene una forma suave de S (Ver Figura 3) y esta actúa como una punta móvil de la que penden la escápula y el miembro superior libre. La clavícula se extiende desde el acromion hasta el esternón de manera subcutánea.

El extremo acromial (lateral) es plano y tiene una pequeña carilla de forma ovalada para lograr articularse con una carilla similar en la superficie medial del acromion de la escápula.

El extremo esternal (medial) es más grueso en comparación al lateral, y tiene una ligera forma cuadrangular. Este extremo tiene una carilla más grande que en el extremo acromial, esto para articularse en mayor parte con el esternón.

En el primer tercio lateral de la superficie inferior se distingue el tubérculo conoideo y la línea trapezoidea, las cuales sirven para la inserción de los ligamentos coracoclaviculares, fundamentales para el buen funcionamiento y estabilidad del complejo articular, y de suma importancia para el estudio que se realizará en este trabajo.

Las fracturas en la clavícula son muy comunes debido a que las fuerzas de golpe recibidos por el miembro superior se transmiten por la clavícula, generando fracturas más frecuentemente en los tercios medios y lateral.

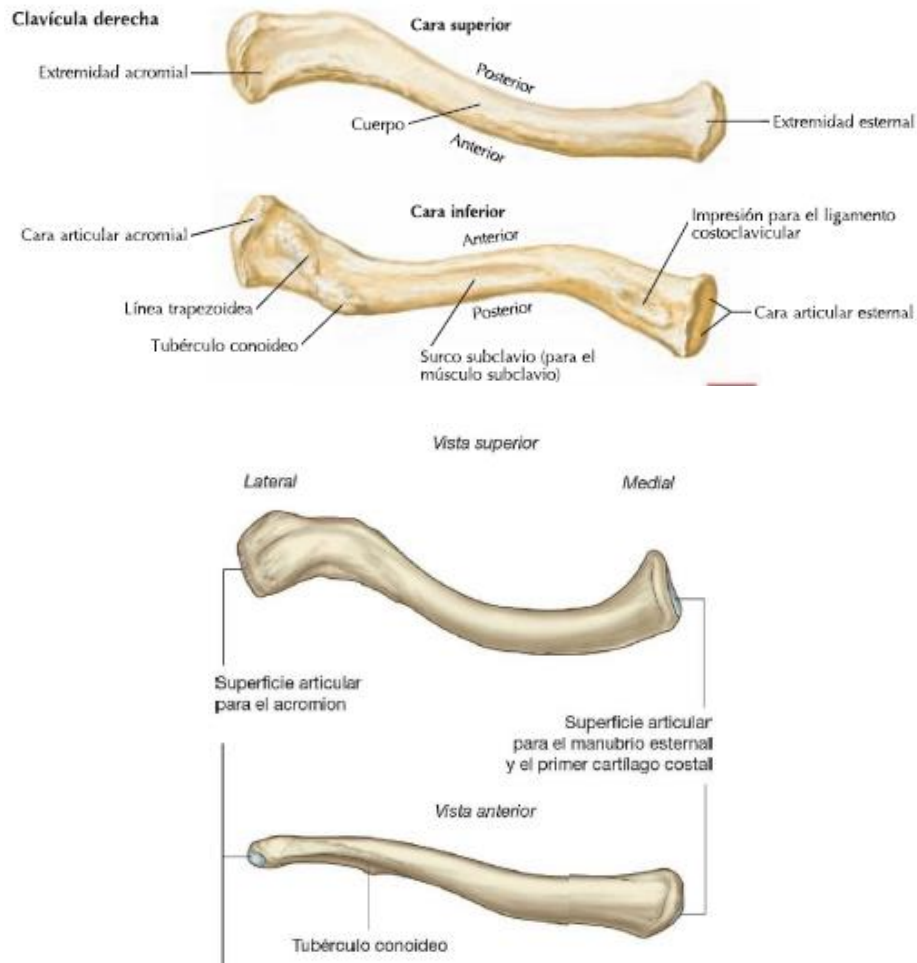


Figura 3: a) clavícula derecha en vistas superior e inferior; b) Clavícula derecha en vistas superior y anterior.[10] y [12]

2.1.2. Húmero

El húmero es el hueso más grande del miembro superior, se articula con la escápula en la articulación del hombro y con el radio y la ulna en la articulación del codo (Ver Figura 4), esta articulación es del tipo "Ball and socket", siendo la cabeza del húmero la bola que interactúa con la fosa glenoidea, generando la rótula. El extremo proximal del húmero está formado por una cabeza, los cuellos quirúrgicos y anatómico, y además los tubérculos mayor y menor.

La cabeza de forma esférica que junto a la cavidad glenoide de la escápula (Ver Figura 4 y 5) forma una articulación. El cuello anatómico del húmero está formado por el surco que circunscribe la cabeza, separa los tubérculos mayor y menor, y muestra la línea en donde se inserta la articulación del hombro. El cuello quirúrgico del húmero es con frecuencia el lugar donde se generan las fracturas y está situado distalmente entre la cabeza y los tubérculos.

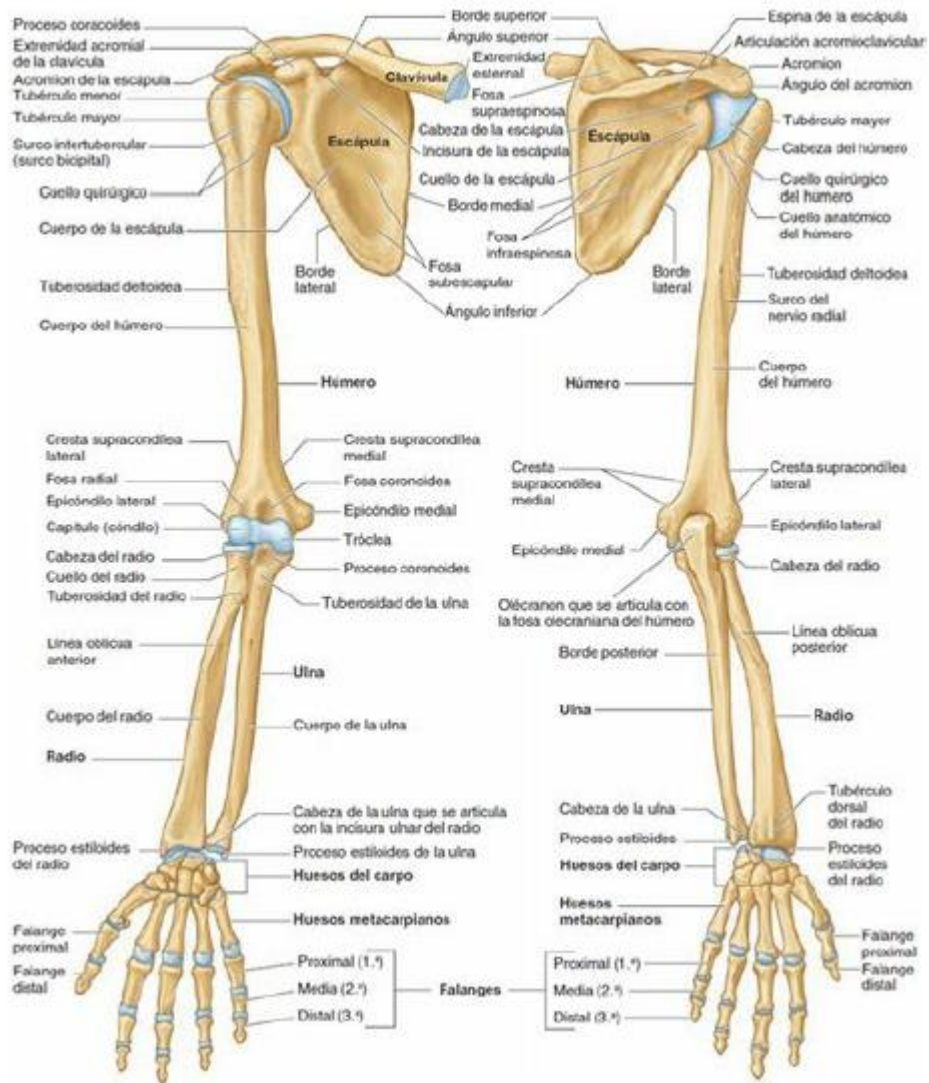


Figura 4: Huesos del miembro superior. A) Vista anterior B) Vista Posterior [10]

El punto de unión de la cabeza y el cuello con el cuerpo del húmero está indicado por los tubérculos, los cuales sirven, además de inserción y punto de apoyo para algunos músculos.

2.1.3. Escápula

Es un hueso de forma triangular y aplanado, ubicado en la parte lateral y posterior del tórax (Ver Figura 4), el cual descansa sobre las costillas.

Se constituye de 2 caras, una cóncava y otra de forma convexa. La cara convexa se divide en una fosa supraespinosa, de tamaño pequeño y una infraespinosa mucho más grande. La cara costal cóncava, presenta una amplia fosa subescapular (Ver Figura 5). Las superficies óseas ayudan y proporcionan a la inserción de grandes músculos.

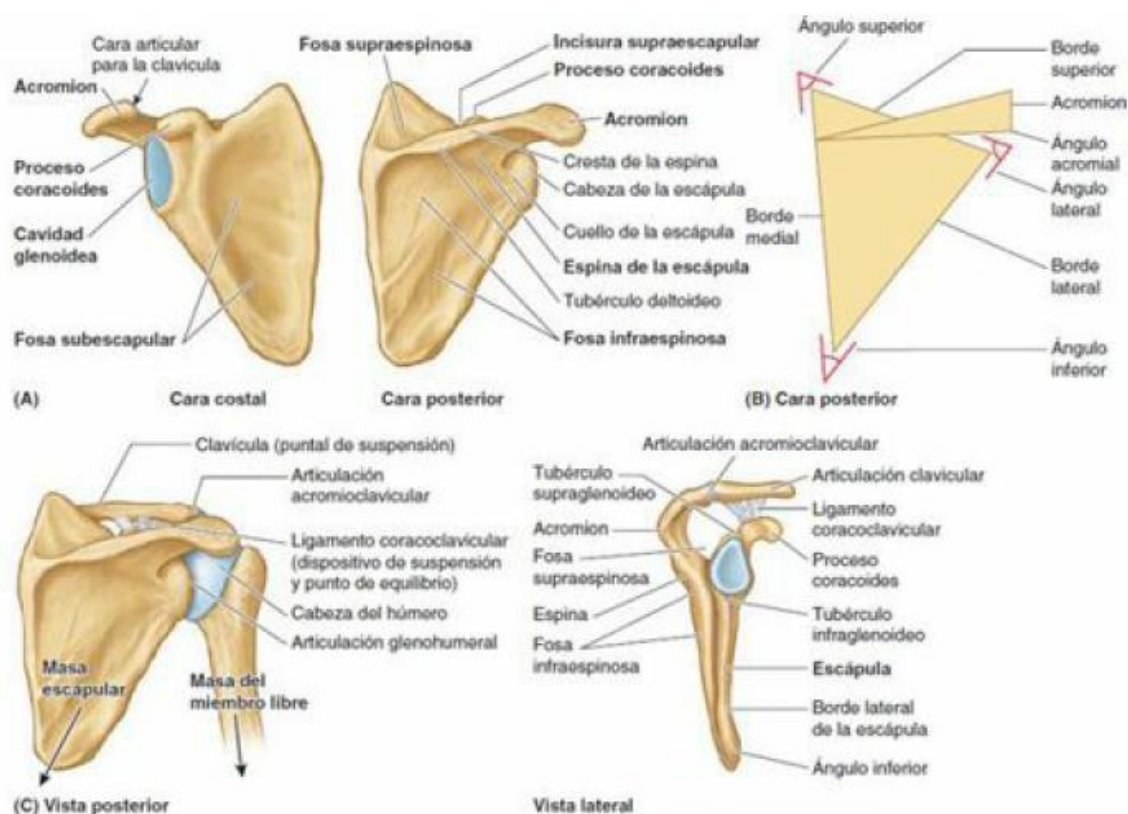


Figura 5: Escápula derecha. A) Características óseas de las caras costal y posterior de la escápula. B) Bordes y ángulos de la escápula. C) Características articulares de la escápula desde una vista posterior. D) Características óseas de las caras costal y posterior desde una vista lateral.[10]

La espina de la escápula continúa lateralmente con una expansión plana denominada acromion, la cual se articula con la clavícula en su extremo acromial (Ver Figura 6). Además,

dicha extensión junto con la espina de la escápula, sirven de brazo de palanca para los músculos que se insertan en ellos.

El **proceso o apófisis coracoides** semejante a un pico, es un saliente óseo cercano a la articulación escapulohumeral, situado en posición superior a la cavidad glenoidea y se proyecta anterolateralmente. Por su forma recuerda a un dedo doblado que apunta hacia el hombro, en el cual tiene un sistema de sujeción formado por el ligamento coracoclavicular (Ver Figura 6).

2.2 Articulaciones

Las articulaciones están presentes en todo el cuerpo y por su puesto el hombro no es la excepción. Las articulaciones son uniones entre dos o más huesos o partes rígidas del esqueleto. Existen en distintas formas y funciones. Existen dos categorías generales para clasificar las articulaciones.

1. Articulaciones sinoviales, son aquellas en los que elementos esqueléticos están separados por una cavidad. La rodilla es un ejemplo de este tipo de articulación.
2. Articulaciones sólidas, aquellas en las que no existe cavidad y los componentes se mantienen unidos mediante tejido conjuntivo. Las suturas del cráneo y los discos intervertebrales son ejemplos de este tipo de articulación.

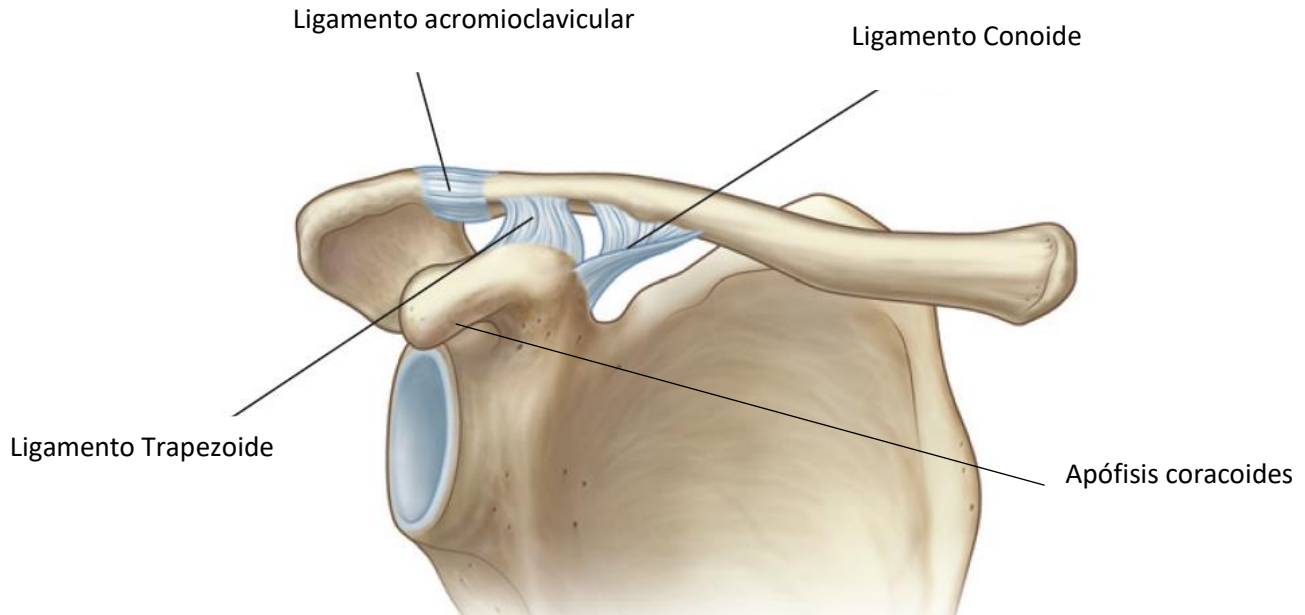


Figura 6:Articulación Acromioclavicular vista posterior.[10]

El complejo articular del hombro está compuesto por tres articulaciones, las cuales trabajan al unísono mediante distintos ligamentos y músculos que las interconectan.

2.2.1 Articulación Acromioclavicular

Esta articulación une el acromion con la clavícula (Ver Figura 6) y corresponde a una articulación sinovial del tipo plana. Esta articulación permite la adaptación de la clavícula al alterarse el ángulo de esta con la escápula, generando así el reposicionamiento de la escápula a medida que cambia la geometría del tórax. Está reforzada por el ligamento acromioclavicular, que une la clavícula con el acromion, y los ligamentos trapezoide y conoide, llamados ligamentos coracoclaviculares, los cuales unen el coracoides con la clavícula y ayudan a la estabilidad de la articulación (Ver Figura 6).

2.2.2 Articulación esternoclavicular

Esta articulación es del tipo sinovial en silla de montar y une la clavícula con el tórax (Ver Figura 7), más específicamente con el esternón y junto con la articulación acromioclavicular conforman la *articulación escapulotorácica*.

Se separa en dos compartimientos por un disco articular, el cual se une a los ligamentos esternoclaviculares anterior y posterior, y al ligamento interclavicular funcionando como una articulación esferoide, la cual mantiene tres grados de libertad en el plano vertical, anteroposterior (De delante a atrás) y una cierta libertad de rotación.



Figura 7: Esquema ilustrativo de la articulación esternoclavicular.[12]

2.2.3 Articulación glenohumeral

La articulación glenohumeral o articulación del hombro es del tipo sinovial y esférica, esta articulación se forma entre la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea en la escápula (Ver Figura 8). Dispone de un gran rango de movimientos, la flexión, la extensión, la abducción, la rotación medial, rotación lateral y circunducción.

2.3 Movimientos

El hombro o más específicamente el miembro superior, está formado por complejas articulaciones con un amplio rango de movimientos y demanda de funciones. Un buen entendimiento de lo anterior es esencial para lograr identificar apropiadamente una lesión o patología, ya que según *Satoshi et al* (2012) y su estudio cadavérico, la libertad en los movimientos del hombro se ve afectada según lesiones en distintos ligamentos. En este capítulo se dará énfasis a los movimientos posibles y normales de cada articulación.



Figura 8: Figura de la articulación glenohumeral con perspectiva en corte.[12]

En el movimiento de la cintura escapular (complejo Escápula-Clavícula) o cintura pectoral, suelen moverse simultáneamente las articulaciones esternoclavicular, acromioclavicular y glenohumeral. La existencia de defectos en cualquiera de estas articulaciones limita la movilidad del complejo articular.

2.3.1 Articulación Glenohumeral

Es del tipo multiaxial y dispone de una gran cantidad de movimientos, más que cualquier otra en el cuerpo, esto se debe a la poca rigidez de la cápsula articular y al gran tamaño de la cabeza del húmero en comparación a la cavidad glenoidea. Permite movimientos en los 3

ejes: Flexión-extensión, abducción-aducción, rotación lateral-medial del húmero y circunducción.

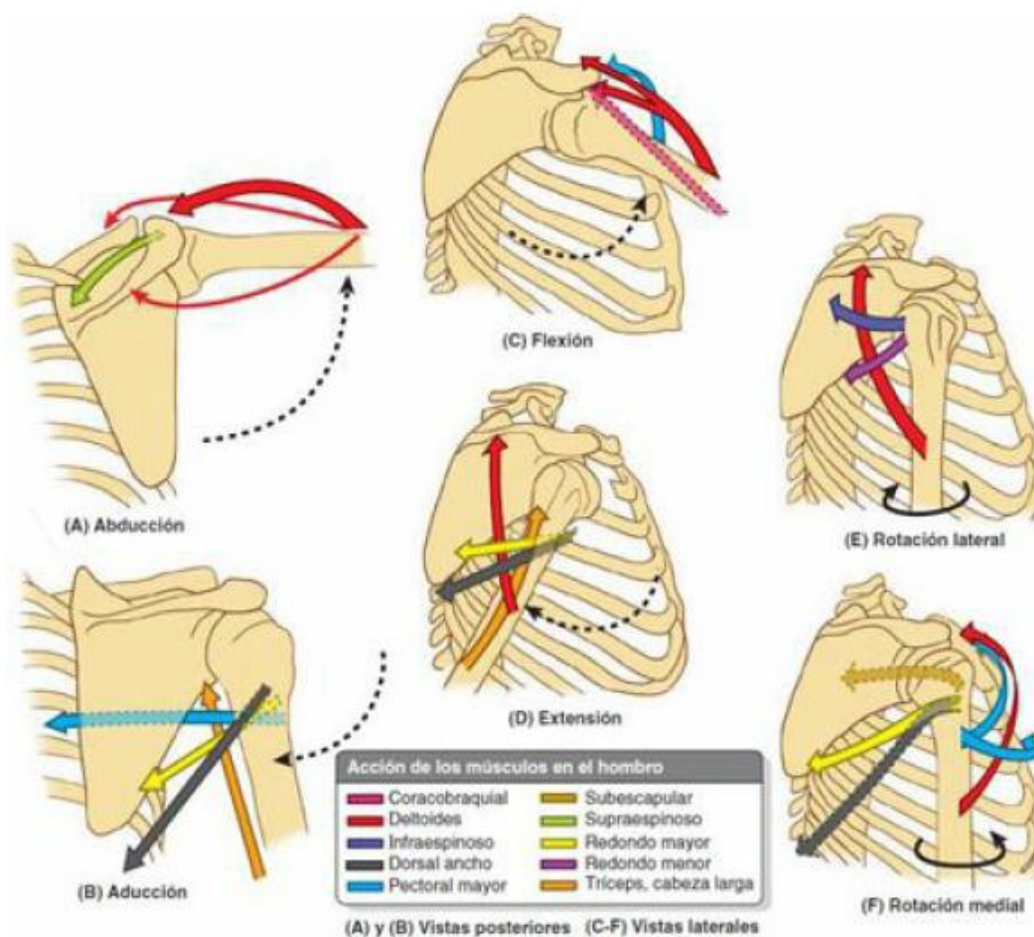


Figura 9: Movimientos de la articulación del hombro [11]

Abducción y Aducción: La abducción corresponde a la elevación del húmero de forma lateral (Figura 9) hasta casi los 180° entre el húmero y la escápula. La aducción es el movimiento opuesto a la abducción, este corresponde al movimiento del húmero hasta una posición de 30° a 45° (Figura 10). El eje de rotación se encuentra paralelo al eje Anteroposterior (Figura 12) a la altura del hombro en el plano coronal.

Flexión y Extensión: Los movimientos de extensión y flexión corresponden en desplazar el húmero en dirección anteroposterior como se muestra en las Figuras 9 y 11, paralelo al plano sagital. La extensión posee poca amplitud, entre 45° y 50°, mientras que la flexión puede

alcanzar los 180° (Figura 11), esta posición puede definirse también como una abducción de 180°.

Rotación Lateral y Medial: Estos movimientos corresponden al giro del húmero en torno a su propio eje axial (Figura 9), este giro puede ser hacia adentro (medial) o hacia afuera (lateral).

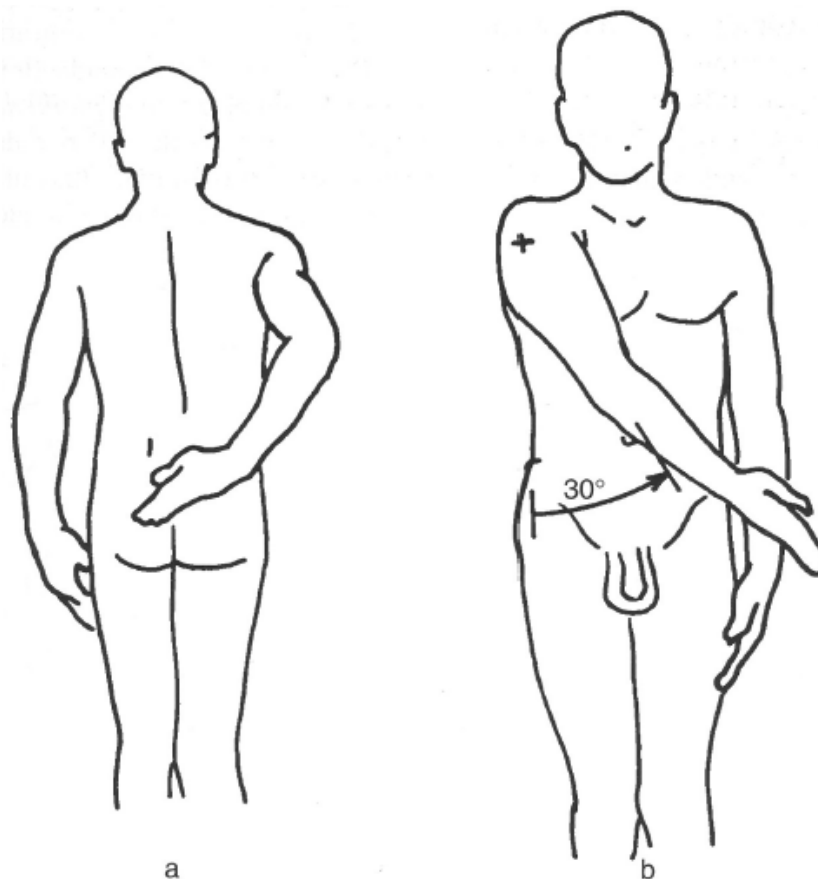


Figura 10 : Movimiento de aducción. a) Una extensión: Aducción muy leve; b) Una flexión: Aducción alcanza de 30 a 45°[13]

Circunducción: Es una combinación de los movimientos descritos anteriormente en una secuencia ordenada: flexión, abducción, extensión y aducción.

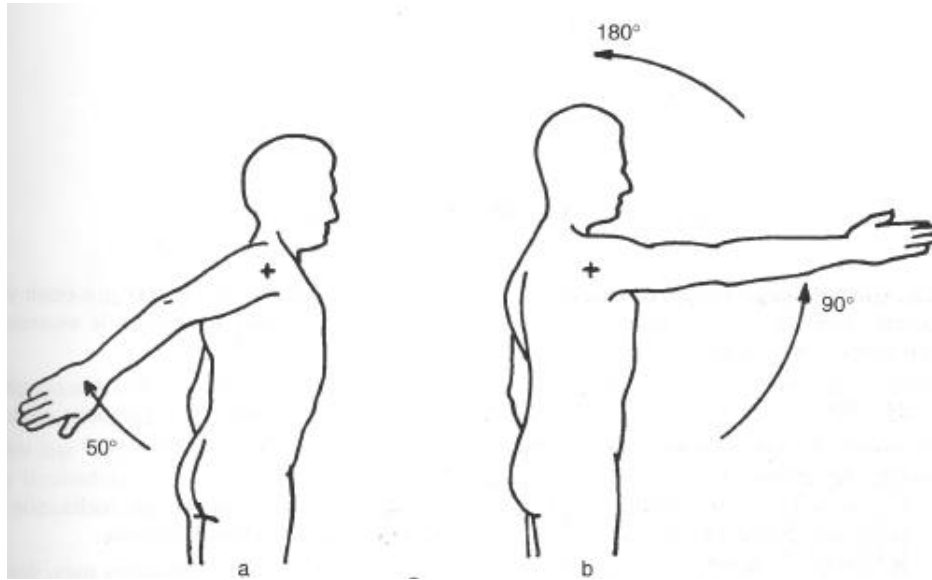


Figura 11: Movimientos de flexo extensión. a) Extensión: Movimiento de poca amplitud, 45 a 50°; b) Flexión: Movimiento de gran amplitud 180°. [13]

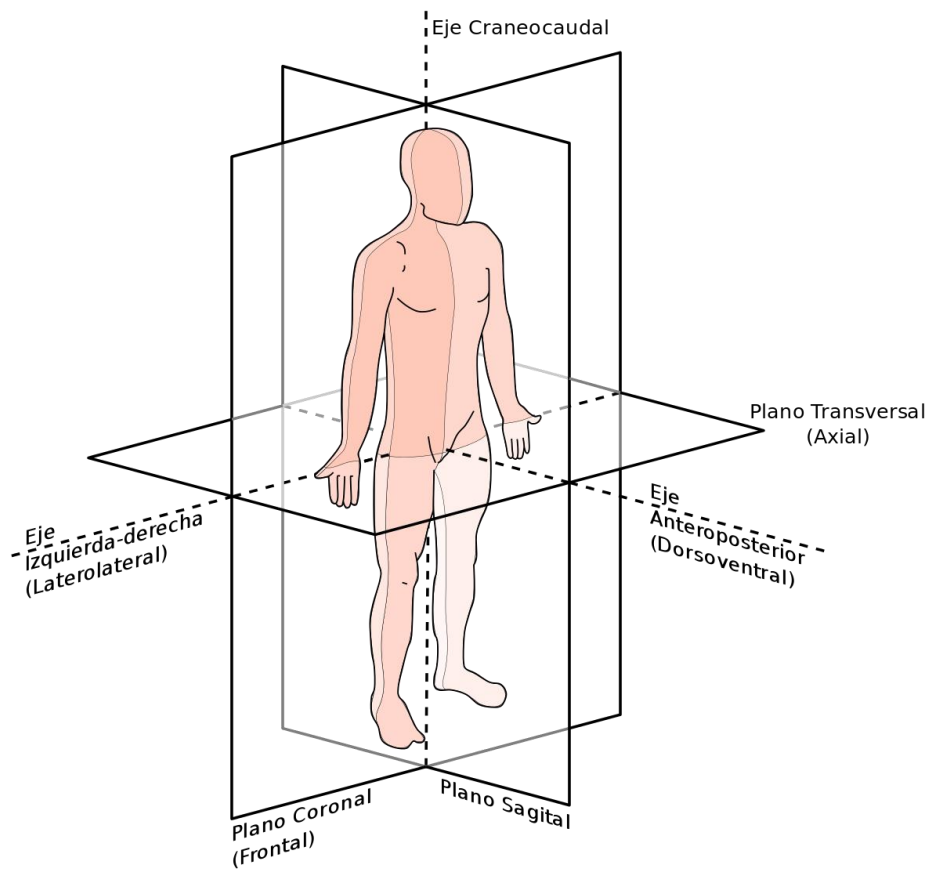


Figura 12: Diagrama de los distintos planos principales del cuerpo y sus ejes.

2.3.2 Articulación Acromioclavicular

El acromion de la escápula rota sobre la extremidad acromial de la clavícula permitiendo una adaptación de la clavícula con respecto a la escápula debido a la alteración del ángulo de abertura entre estas estructuras óseas, generando que la escápula consiga adaptarse al tórax.

2.3.3 Articulación esternoclavicular

Esta articulación permite y restringe el movimiento de la clavícula, sobre todo en los planos anteroposterior y vertical, aunque también se produce un leve movimiento de rotación.

Elevación y depresión: Corresponden a movimientos de traslación de la clavícula en el plano vertical en torno al punto de contacto de la clavícula con el esternón. El movimiento de elevación tiene una amplitud cercana a 10[*cm*], mientras que para la depresión está es cercana a 3[*cm*], ambos medidos desde el extremo acromial de la clavícula [13] (Ver Figura 13).

Retracción y protracción: La clavícula describe un movimiento de traslación en el plano horizontal en torno al punto de unión con el esternón. La retracción genera un movimiento cercano a 10[*cm*] de amplitud en dirección anterior, mientras que la protracción genera un movimiento cercano a 3[*cm*] de amplitud en dirección posterior [13] (Ver Figura 13).

Rotación: Corresponde al movimiento descrito por la clavícula cuando rota en torno a su eje axial [13] (Ver Figura 13).

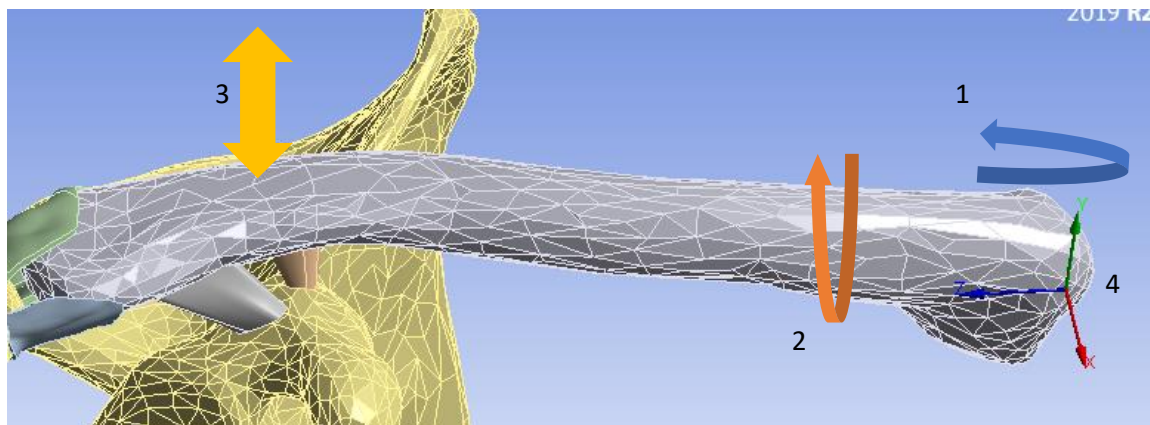


Figura 13: Movimientos que permite la articulación esternoclavicular 1) Retracción y Protracción, 2) Rotación, 3) Elevación y depresión ,4) Punto de contacto con el esternón. (Elaboración Propia)

2.3.4 Cintura Escapular

Se le llama cintura escapular al conjunto de la escápula y clavícula, que se conectan con el esternón conectando el miembro superior con el tronco. Los movimientos de la cintura escapular están compuestos por la combinación de los movimientos de las articulaciones involucradas, resultando en movimientos de la escápula.

Rotación inferior y superior: Corresponde a una rotación de la escápula en el plano frontal (Ver Figura 12 y 14 (A)), con una amplitud de hasta 60° para una rotación superior al alcanzar una abducción total del húmero. Estos movimientos se complementan con la depresión y elevación de la escápula provocada por su unión con la clavícula.

Rotación interna y externa: Corresponde a una rotación de la escápula en el plano transversal (Ver Figura 12 y 14 (B)), con una amplitud de hasta 60° para una rotación externa al alcanzar una protracción de 30° de la clavícula.

Inclinación anterior y posterior: Corresponde a una rotación de la escápula en el plano sagital (Ver Figura 12 y 14 (C)).

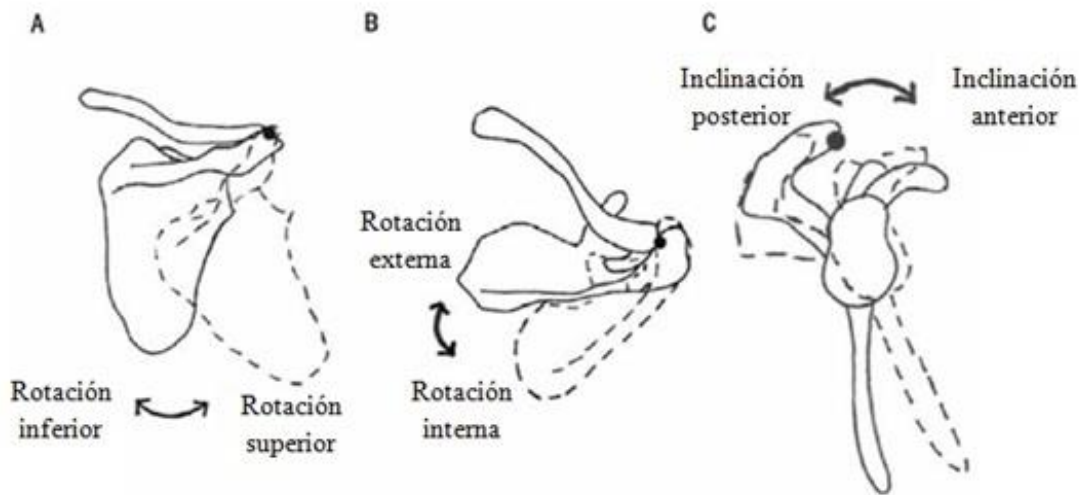


Figura 14: Movimientos de la escápula.

2.3.5 Ligamentos

Como se ha mencionado anteriormente, los ligamentos asociados a las estructuras óseas generando complejos articulares que forman la llamada articulación del hombro, tiene un papel extremadamente importante en la estabilidad. De esta forma, los ligamentos son los encargados de absorber las fuerzas que se generan debido al posicionamiento de los huesos durante los movimientos.

Los ligamentos acromioclaviculares son los responsables del control la traslación posterior de la clavícula, estos ligamentos son responsables por el 90% de la estabilidad anteroposterior, y a los ligamentos CC (Conoide y trapezoide) se les atribuyó el 77% de la estabilidad para la traslación superior de la clavícula (o la traslación inferior de la escápula) [28].

2.4 Lesiones Acromioclaviculares

El manejo de las lesiones AC dependerá en el grado de dislocación, para esto se utiliza la escala de Rockwood, donde los Tipos I y II corresponden a tratamientos sin operación y IV-VI deben ser tratados quirúrgicamente, es importante mencionar que para las lesiones Rockwood Tipo III no se tiene un *gold standar* y existe cierta controversia de cuál es el tratamiento optimo, por lo que y como dicen *Calisal. E. y Ugur. L. (2020) [4]* se debe tomar en cuenta las situaciones especiales para cada paciente y elegir la técnica que mejor se acomode a sus necesidades, tanto en la parte quirúrgica como post-operacional.

2.4.1 Clasificación

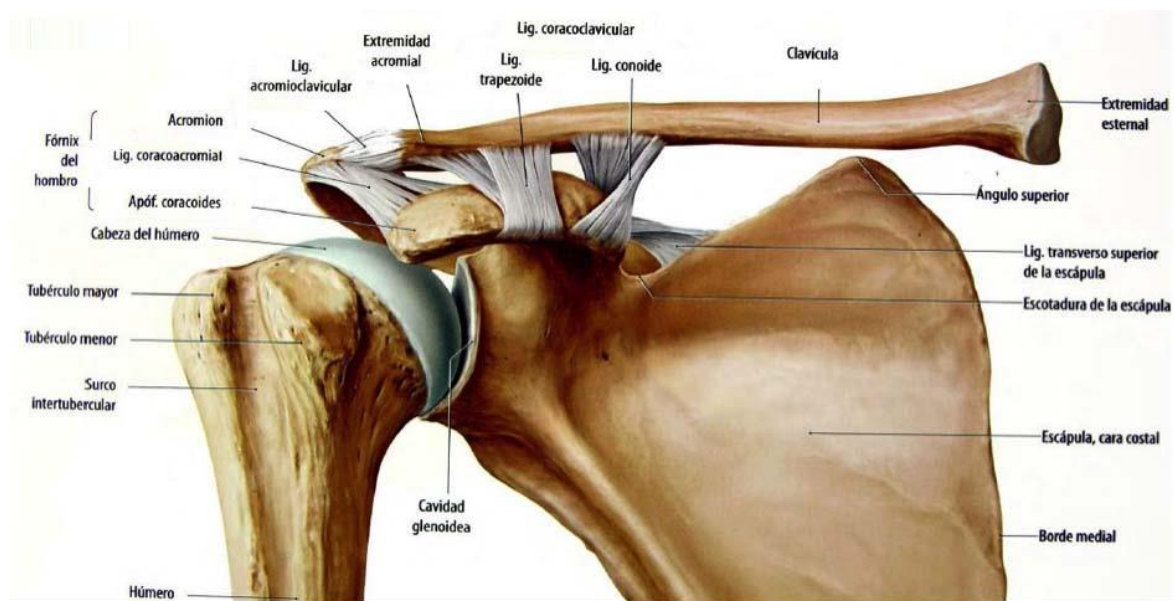


Figura 15: Se muestran las partes correspondientes a la cintura escapular, vista frontal.

La clasificación de Rockwood (Ver Tabla 1) ya mencionada y propuesta en 1984, describe un sistema de seis partes para la clasificación de la separación de la articulación AC (Ver Figura 16). Según *Gobarty et al., (2017) [6]* el propósito de esto fue agrupar diagnósticos similares, proveer información sobre pronósticos y guías para tratamientos. Rockwood describió separaciones desde Tipo I hasta las lesiones Tipo III como un desplazamiento

secuencial de la articulación AC y un subsecuente desapego de los ligamentos AC y coracoclavicular (CC). En su clasificación expandida, lesiones Tipo IV-VI, se incluyó el desplazamiento de la clavícula en relación con el acromion, además de la integridad de los ligamentos AC y CC, el deltoides anterior y el trapecio.

Tabla 1: Breve descripción de la clasificación Rockwood para lesiones [6]

Clasificación Rockwood	Ligamento AC	Ligamento CC	Radiografía
Tipo I	Esguinzado o parcialmente desgarrado	Intacto	Normal
Tipo II	Desgarrado	Esguinzado	Amplia articulación AC con distancia CC normal o ligeramente incrementada
Tipo III	Desgarrado	Desgarrado	Articulaciones AC y CC amplias; posición superior de la clavícula distal; 25 – 100% de incremento en la distancia coracoclavicular
Tipo IV	Desgarrado	Desgarrado	Clavícula distal posterior al acromion en la vista lateral
Tipo V	Desgarrado	Desgarrado	Clavícula desplazada superiormente; 100 – 300% de incremento en la distancia CC
Tipo VI	Desgarrado	Desgarrado	Clavícula distal debajo del acromion o coracoides.

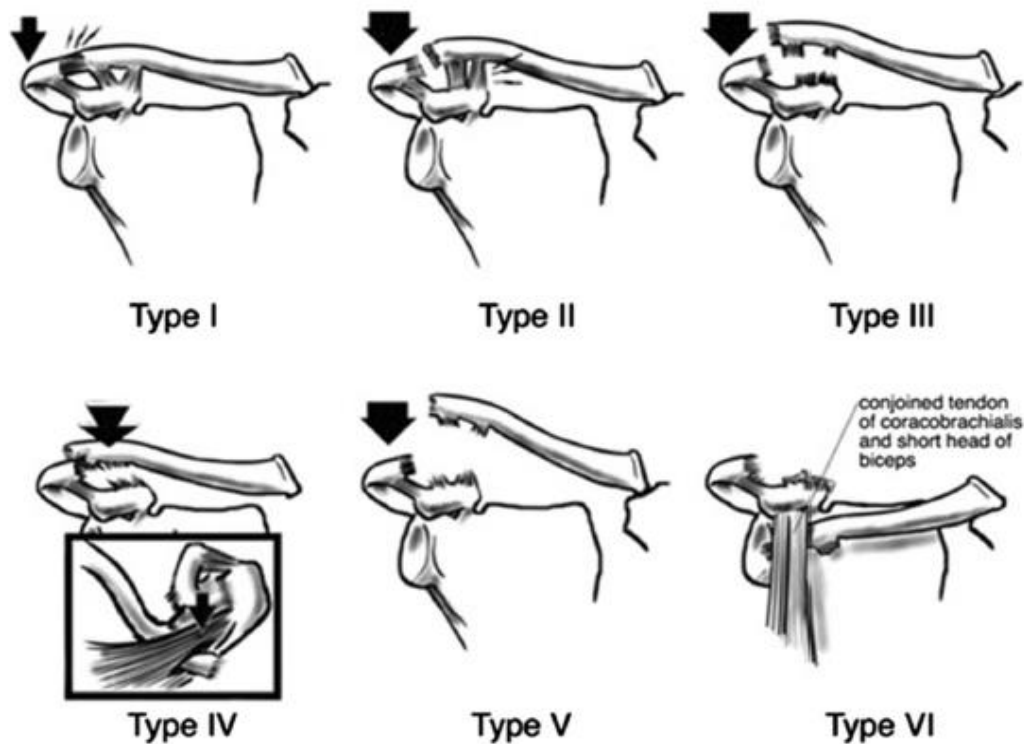


Figura 16: Clasificación Rockwood para las lesiones acromioclaviculares [6].

3 Métodos de reconstrucción acromioclavicular

Se han descrito más de 150 tratamientos quirúrgicos distintos para las lesiones AC de grado III o mayor, en este capítulo se explicará en qué consisten algunas de estas técnicas y resultados que fueron encontrados en estudios FEM.

3.1 Tratamientos Quirúrgicos

3.1.1 Double Button

Esta técnica consiste en la utilización de suturas y botones. El primer paso es realizar una perforación que atraviese clavícula y el coracoides, dicho agujero debe estar posicionado en

el centro de la base del coracoides. Luego una sutura es insertada desde el agujero inferior del coracoides hacia la perforación superior en la clavícula para luego fijarla con botones de titanio.

3.1.2 Triple Button

Esta técnica es similar al Double Button, la diferencia recae en las perforaciones en la clavícula, en el caso de Triple Button se realizan 2 agujeros. El estudio realizado por *Civan et al. (2019)* [25] han mostrado que, para movimientos de Abducción y Flexión, el modelo con Triple Button fue más estable en comparación en la técnica de Double Button, además de un menor esfuerzo máximo equivalente en las suturas.

3.1.3 AC Joint Repair

Consiste en una sutura que une la clavícula y el acromion, por medio de agujeros realizados de forma horizontal el extremo acromial de la clavícula y en el acromion de forma vertical. El estudio de *Sumanont et al. (2018)* [5] compara el método de Double Button utilizado en solitario y en conjunto al método ACJ Repair, al aplicar fuerzas en 3 planos distintos se encontró que la utilización de ACJ Repair reduce el *peak* de estrés en la sutura utilizada por el método Double Button en casi un 90%, además de reducir la deformación de la articulación AC.

3.1.4 Modified Weaver-Dunn

Esta técnica es más compleja que las ya nombradas, consiste en la transferencia del ligamento coracoacromial desde su extremo acromial hacia el extremo previamente seccionado de la clavícula distal, luego se conecta la clavícula con el coracoides por medio de suturas,

reemplazando los ligamentos coracoclaviculares, estas suturas pasan por debajo del coracoides, atraviesan y se unen en la superficie superior de la clavícula.

3.1.5 Neviaser

Es similar a la técnica Modified Weaver-Dunn, la diferencia recae en la orientación e la transferencia del ligamento Coracoacromial, en Weaver-Dunn este se transfiere desde el acromio hasta la clavícula, en cambio, en Neviaser se transfiere desde el coracoides hasta la clavícula. En el estudio de *Yang et al. (2014)* [27] se evalúa este método junto al Modified Weaver-Dunn, con la particularidad que los ligamentos coracoclaviculares están intactos y se determinó que el procedimiento Modified Weaver-Dunn alivia el esfuerzo en los ligamentos conoide y trapezoide cuando es comparado con Neviaser. Es necesario destacar que fue un estudio en dos dimensiones.

3.1.6 Coracoclavicular Sling

Consiste en suturas que ingresan por un agujero en la clavícula para luego pasar por debajo del coracoides, rodear la clavícula hacia la parte superior y unirse con el otro extremo de la sutura. En el estudio realizado por *Menegaz et al. (2018)* [26] encontró que las técnicas Modified Weaver-Dunn y Coracoclavicular Sling se comportaron de manera similar en términos de distancias coracoclaviculares y así es posible concluir que la transferencia del ligamento coracoacromial no tendría una influencia positiva en el comportamiento, pero es necesario estudios “in vivo” para confirmarlo.

3.1.7 Coracoid Loop Technique

Esta técnica consiste en utilizar un injerto de tendón, el cual es pasado por debajo de la base del coracoides cruzándose antes de fijarse a dos túneles claviculares previamente hechos. Los extremos de los injertos se fijan al hueso de la clavícula en su superficie superior.

3.1.8 Drilling Technique

Esta técnica y la Coracoid Loop Technique son muy similares, la diferencia recae en que en Drilling Technique se realiza una perforación en el centro del coracoides y el injerto de tendón en lugar de pasar por bajo la base del coracoides se inserta en dicho túnel sin cruzarse y se fija a la superficie superior de la clavícula. En el estudio de *Calisal. E. y Ugur. L. (2020)* [4] se estudia el comportamiento de la técnica Drilling Technique (DT) y Coracoid Loop Technique (CLT), y se determinó que el modelo donde se aplicó DT para la reconstrucción está asociada a mayores cargas en el injerto y la superficie de los huesos, pudiendo llevar a complicaciones.

3.2 Tratamientos a estudiar

En este trabajo de investigación se estudiarán tres modelos simulando tratamientos distintos, además de un modelo base para luego analizar los esfuerzos, deformaciones y desplazamientos generados en la articulación.

3.2.1 Fijación CC y Aumentación Ligamentaria AC

Procedimiento quirúrgico (Ver Figura 17), donde se toma el ligamento coracoacromial para luego trasladarlo desde el coracoides hasta la clavícula. Adicionalmente se utiliza una fijación CC por medio un sistema de botones y suturas (Double Button)

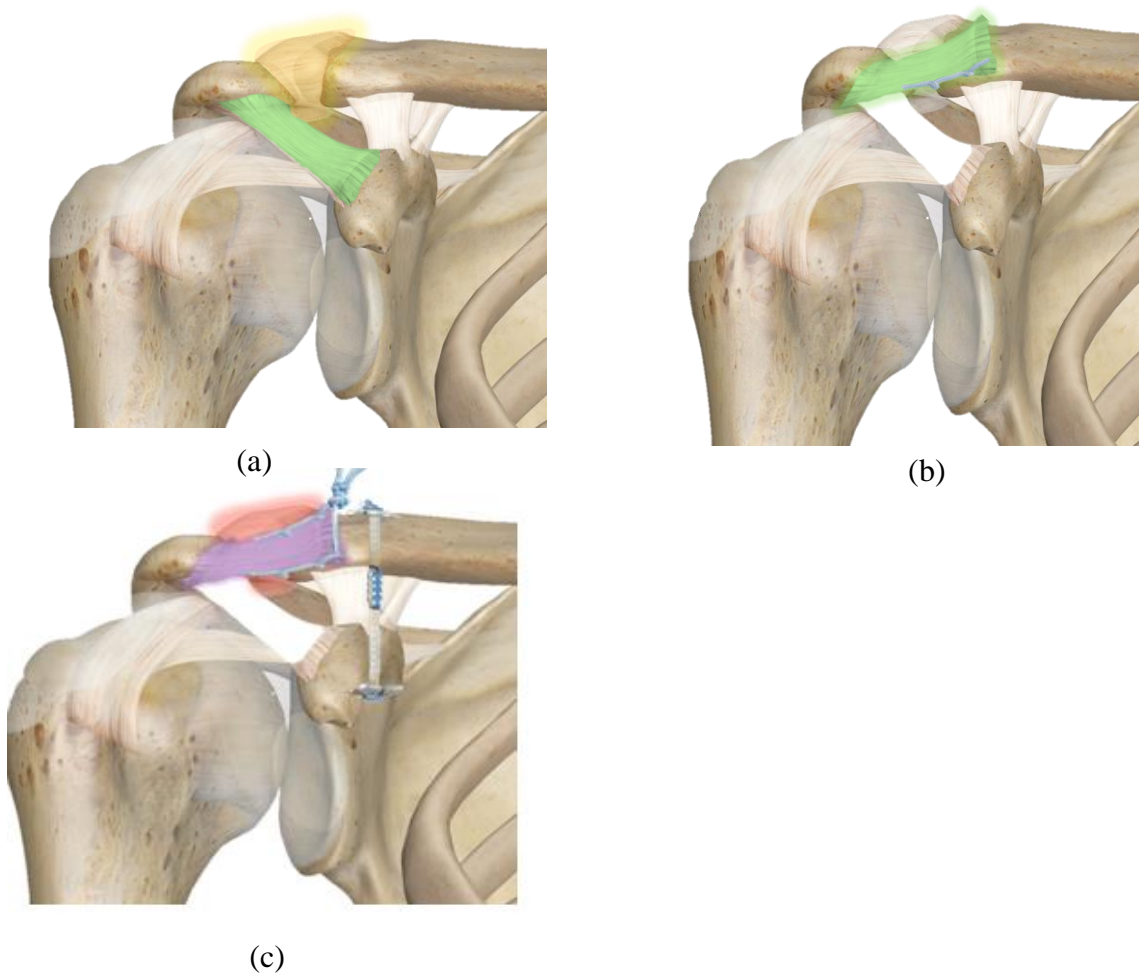


Figura 17: (a) Articulación AC intacta; (b) Ligamento coracoacromial transferido hacia la clavícula; (c) Fijación CC por medio de suturas y botones.

3.2.2 Aumentación isquiotibial CC sin fijación AC

Se pretende utilizar un injerto no-sintético proveniente de los músculos isquiotibiales. El procedimiento busca que el injerto sustituya el ligamento CC al rodear la clavícula por debajo del coracoides para unir sus extremos en la parte superior de la clavícula, la unión se realiza por medio de suturas entre ellos y con el tejido blando de la articulación para fijarlos a la misma (Ver Figura 18). El injerto isquiotibial se utilizará en conjunto a la técnica de Double Button.

3.2.3 Fijación AC y CC sin aumentación biológica

En este método se utilizan dos fijaciones, se aplican suturas no absorbibles para unir la clavícula con el acromio, y por medio de botones y suturas fijar la clavícula al coracoides, simulando los ligamentos AC y CC respectivamente (Ver Figura 19).



Figura 18: Aumentación Ligamentaria CC.

4 Metodología

La tecnología actual y la evolución del tratamiento de imágenes, permite tener una visión detallada y con gran detalle del interior del cuerpo humano sin necesidad de tratamientos invasivos. Una tomografía axial computarizada (TAC) es una técnica utilizada en la rama de imagenología médica, que utiliza rayos X para obtener imágenes seccionadas o slides del interior del cuerpo. Este método es ampliamente utilizado para estudiar y descubrir todo tipo de afecciones desde cáncer y enfermedades cardiovasculares, hasta lesiones óseas.

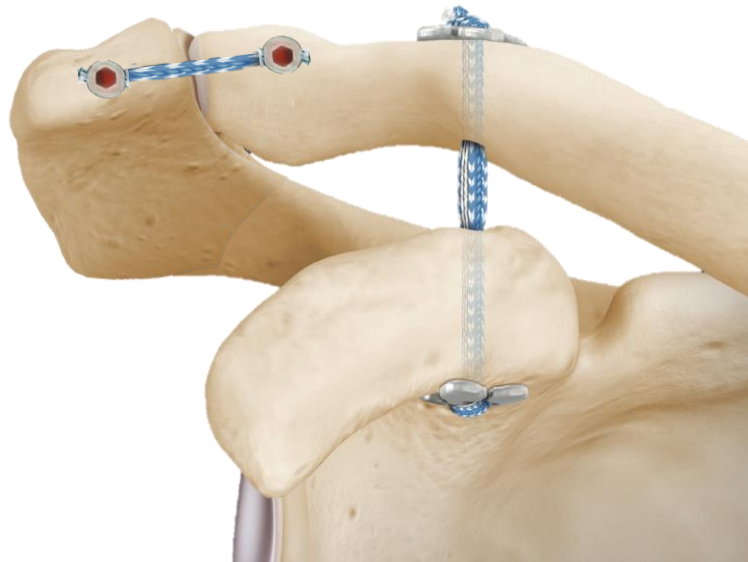


Figura 19: Fijación AC y CC sin aumentación biológica.

4.1 Adquisición de Imágenes 3D



Figura 20: Imagen TAC de hombro en vista coronal (a) y sagital (b)

Utilizando las imágenes extraídas de un TAC suministradas por el Dr. Ausberto Velásquez, se pueden recrear las estructuras óseas en 3D mediante diversos softwares libres, así como un software comercial CAD para la reconstrucción anatómica ligamentaria y las simulaciones correspondientes.

Las imágenes obtenidas mediante los exámenes imagenológicos pretenden particionar una porción del cuerpo formando un conjunto de imágenes igualmente espaciadas y de alta resolución. (Ver Figura 20).

Luego de obtener las imágenes de tomografía computarizada de un hombro derecho sano, con cortes de $0,6 [mm]$, es necesario convertirlas a un formato apto para trabajar, para esto se utiliza el software libre MRIConvert, dispuesto por la Universidad de Oregon (UO) [14]. MRIConvert convierte las imágenes individuales en un apilado de las mismas en formato DICOM, dicho stack puede ser utilizado para la segmentación, lo que lleva al siguiente paso.

4.2 Modelación de Estructuras óseas

Una vez obtenido el stack de imágenes, hay que llevarlas a un modelo 3D, para esto se utiliza el software libre ITK-SNAP [15], el cual provee una segmentación semi automática para imágenes médicas 3D. ITK-SNAP transforma las imágenes obtenidas con MRIConvert en formato DICOM en un modelo 3D formato stl, el cual describe superficies no estructuradas conformadas por unidades geométricas en repetición unidas por sus vértices [16]. El formato stl es nativo para software CAD, por lo cual es altamente utilizado para la modelación de superficies. Dicho modelo 3D fue importado al software MeshMixer (Ver Figura 21) en el cual se removieron las estructuras no deseadas como parte de las costillas del paciente, luego se generó la estructura preliminar. El modelo refinado en su primera versión fue importado al software ANSYS 2020R2 donde se discretizaron utilizando elementos tetraédricos.

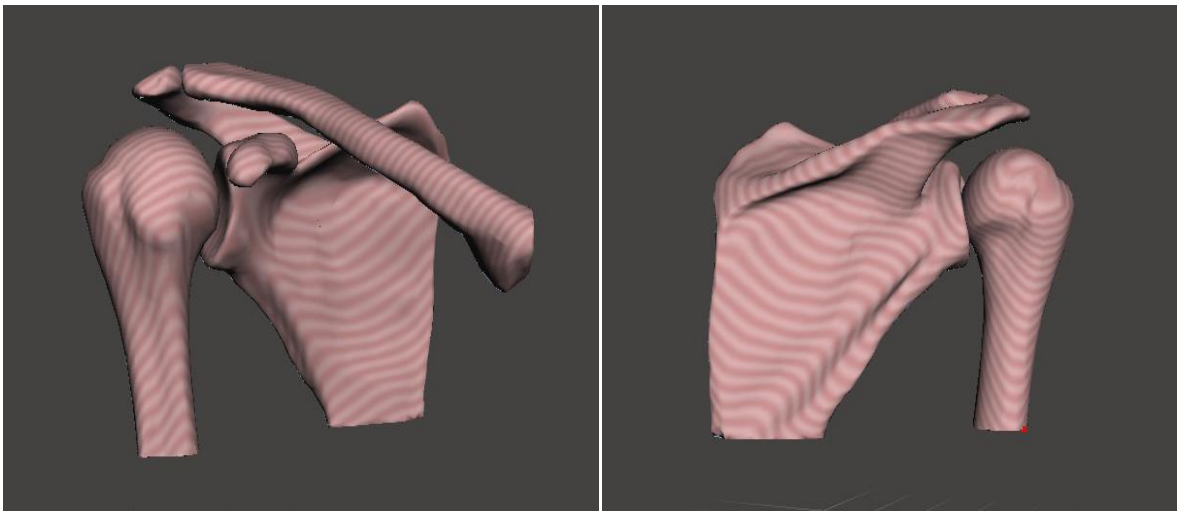


Figura 21: Modelo óseo base, obtenido en MeshMixer.

4.3 Inserción de Estructuras Ligamentarias

Una vez que las áreas de inserción y la forma de los ligamentos fueron estudiadas [17,18 y 19], se construyeron modelos de superficie basados en sketch hechos sobre las estructuras óseas, de dichas superficies fueron generados los sólidos (Ver Figura 22), cuando el

posicionamiento y la generación del sólido están listas, se prosigue a la sustracción del material sobrante y así generar las superficies de contacto deseadas y que se detallan en la Tabla 2.

Tabla 2: Áreas de inserción de ligamentos en el Acromion, Coracoides y Clavícula.

Estructura	Áreas de inserción [mm ²]		
	Coracoides	Acromion	Clavícula
<i>Ligamentos AC</i>			
<i>Supero posterior</i>	–	371,5	125,26
<i>Anteroposterior</i>	–	18,12	28,86
<i>Ligamentos CC</i>			
<i>Trapezoide</i>	27,14	57,20	–
<i>Conoide</i>	10,97	30,17	–

El procedimiento anteriormente descrito se repite para los Ligamentos Ligamentos Coracoclaviculares (CC) y Acromioclavicular (AC), dichas reconstrucciones se muestran en las Figuras 23 y 24.

Finalmente se obtiene el modelo del conjunto deseado el que se muestra en la Figura 25.

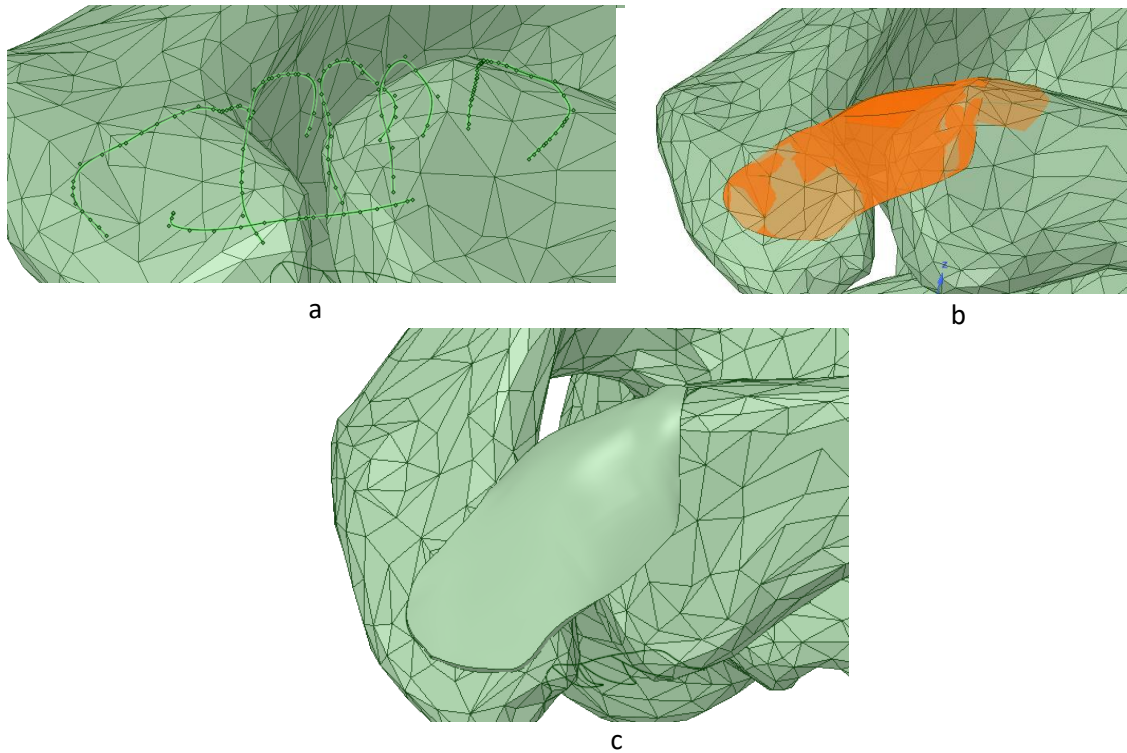


Figura 22: Pasos para la reconstrucción ligamentaria: (a) Skech sobre la estructura ósea; (b) Generación de superficie; (c) Extrusión de la superficie para generar el sólido final.

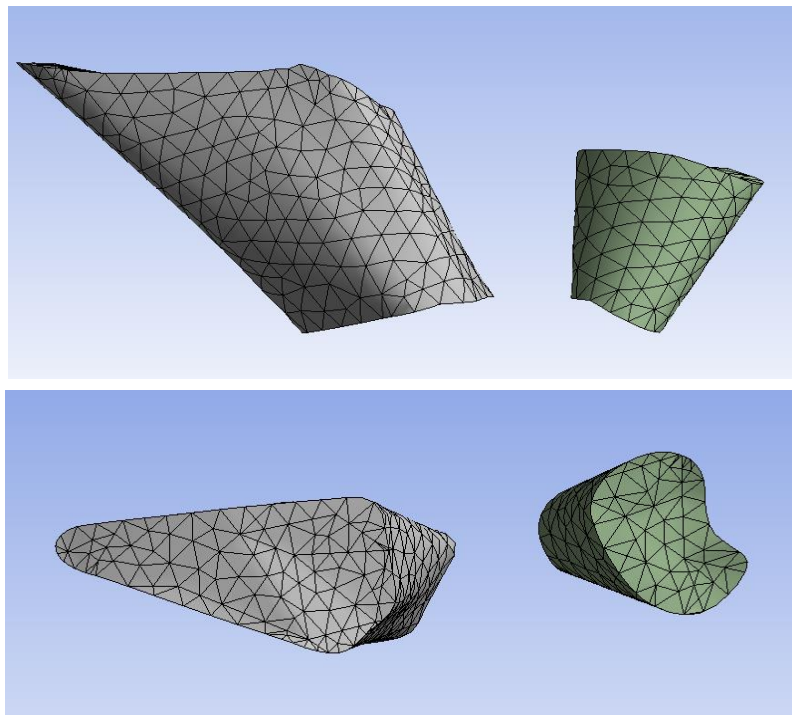


Figura 23: Ligamentos Coracoclaviculares, mostrando el Trapezoide (Izquierda) y Conoide (Derecha). Con vistas frontal (Imagen superior) y vista superior (Imagen inferior)

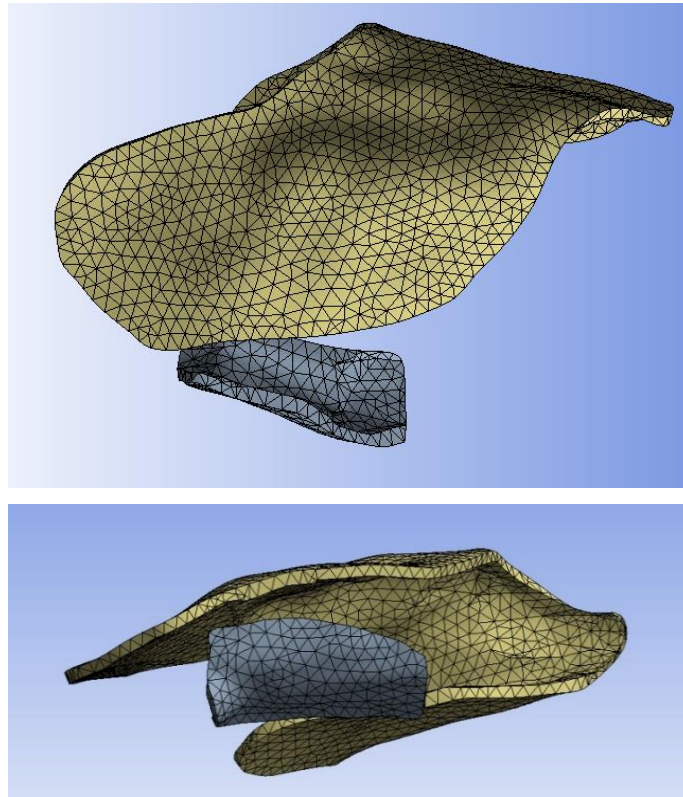


Figura 24: Ligamentos Acromioclaviculares mostrando el Posterosuperior en amarillo y el anteroinferior en azul, con vistas superior (Imagen superior) y vista frontal (Imagen inferior)

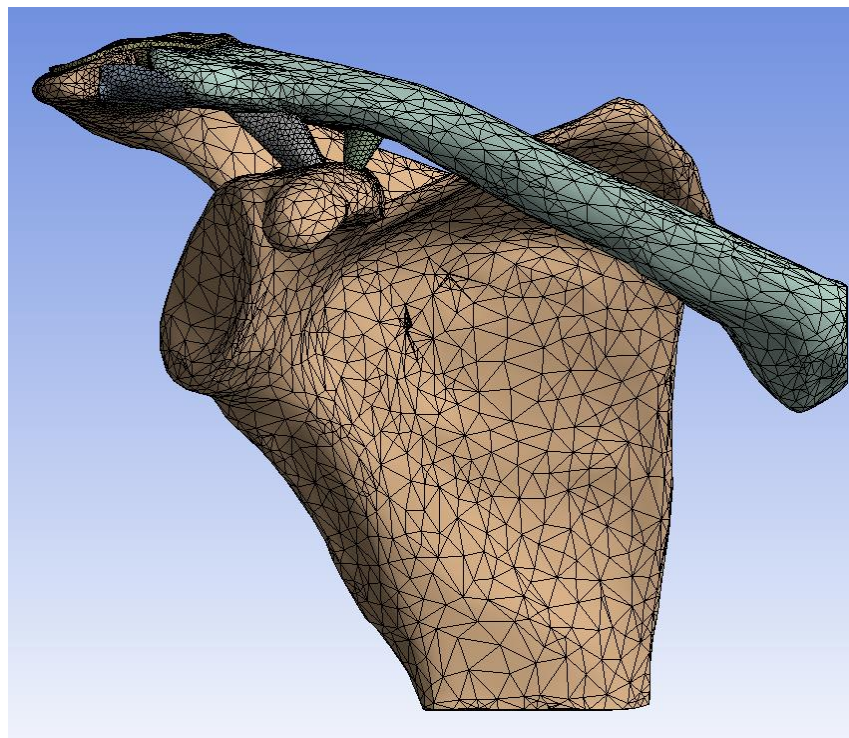
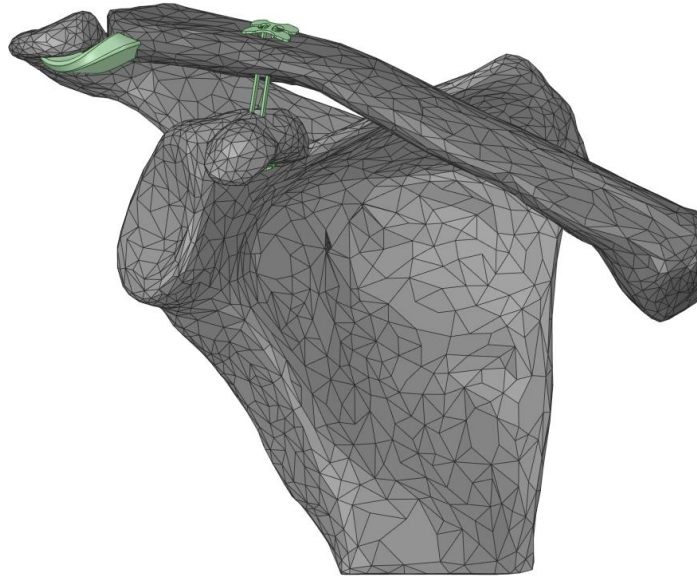
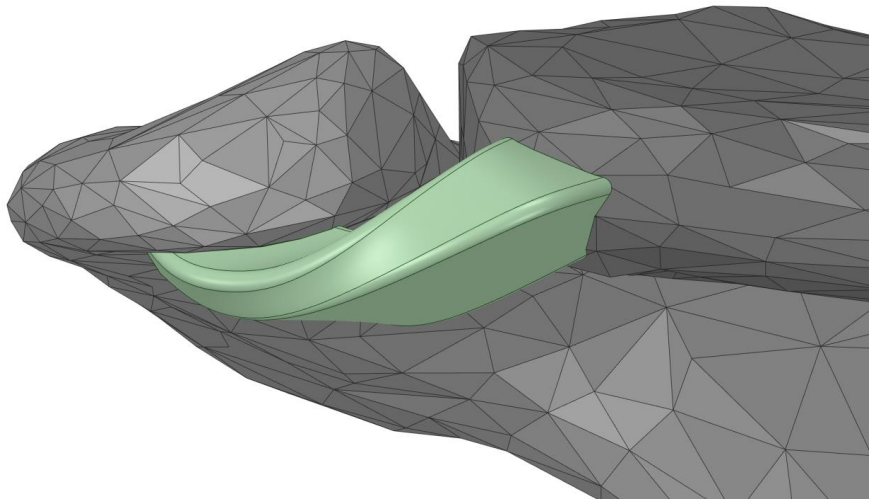


Figura 25: Modelo completo del complejo articular.



(a)



(b)

Figura 26: Modelo de reconstrucción utilizando la transferencia AC y DogBone. La Imagen (a) es el modelo completo, mientras que la Imagen (b) corresponde solamente a la transferencia AC.

4.4 Inserción de Métodos de Reconstrucción

Para obtener los modelos a evaluar es necesario recrear un método de reconstrucción para un hombro lesionado. En este caso, se asume una articulación donde todos los ligamentos están cortados, por lo que es necesario utilizar elementos externos para lograr la estabilidad de la articulación. Las reconstrucciones que se utilizarán se describen en el Capítulo 5 de este escrito.

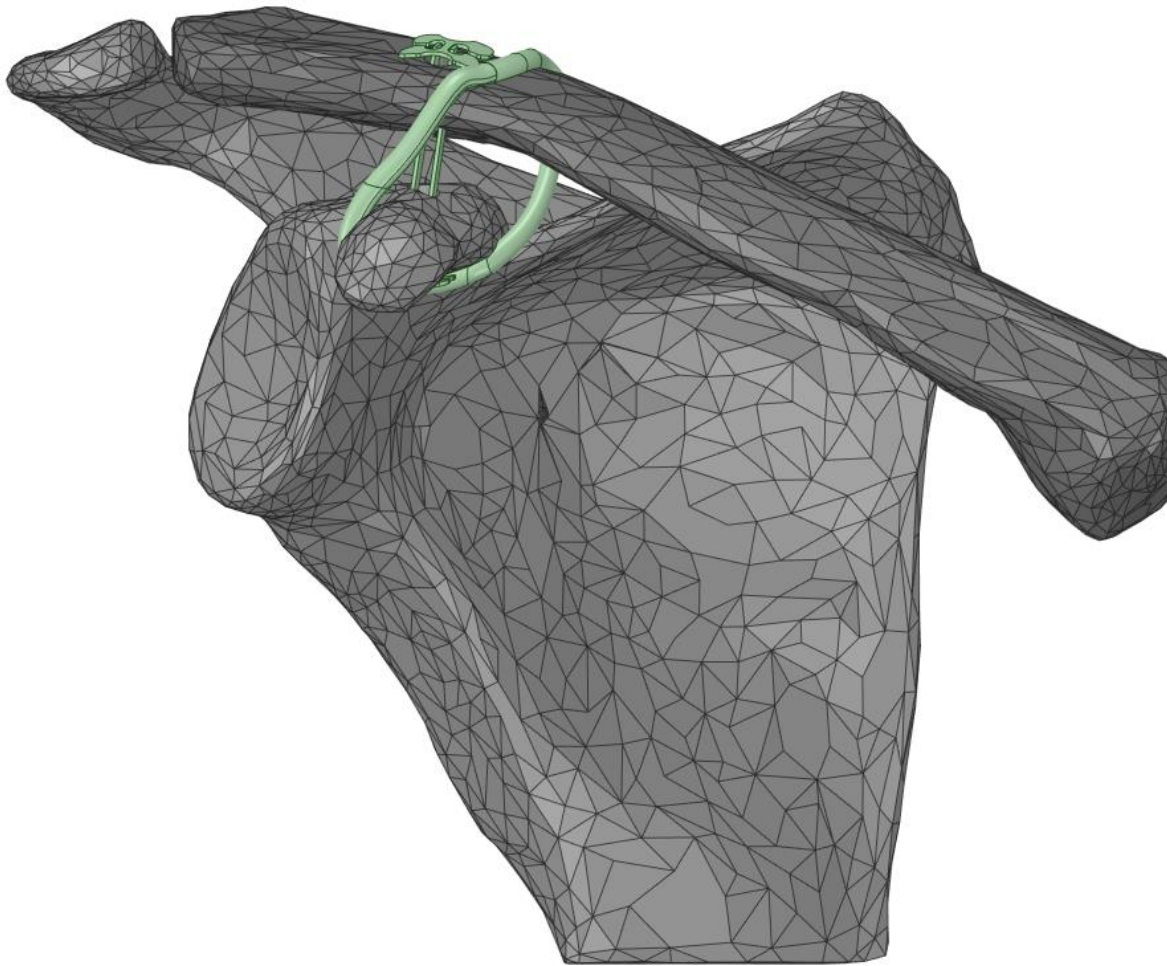
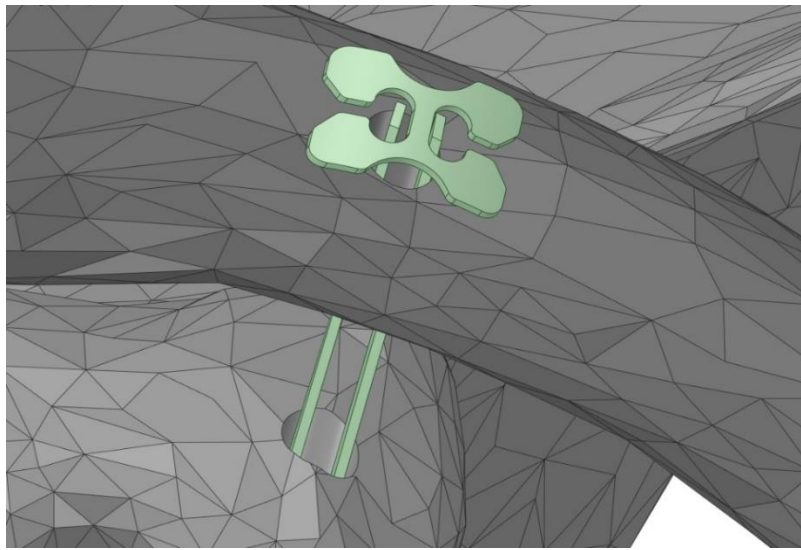


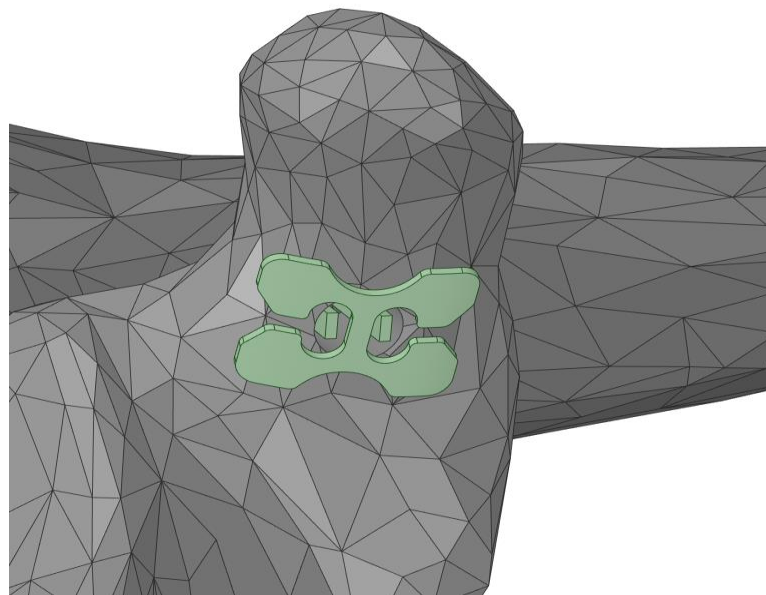
Figura 27: Modelo de reconstrucción de DogBone junto con la aumentación Isquotibial.

El primer modelo estudiado corresponde a la utilización del DogBone y la aumentación o transferencia AC, donde se procede a perforar la clavícula y la escápula en forma centro-centro como describe *Ferreira et al. (2012)* para así minimizar los riesgos de fractura en la

técnica DogBone. Esta perforación se realizará para todos los modelos de reconstrucción, donde posteriormente se insertó la cinta y los botones de titanio, uniendo ambos huesos (Ver Figura 28). La perforación realizada tiene 4[mm] de diámetro. Luego, se generó el modelo para la unión del ligamento CA (coracoacromial), desde el acromion hasta el extremo acromial de la clavícula (Ver Figura 26).



(a)



(b)

Figura 28: Modelo DogBone reconstruido, vista superior mostrada en la imagen (a), y vista inferior mostrada en la imagen (b)

El segundo modelo estudiado corresponde a la utilización del DogBone y aumentación isquiotibial. Para esto, se reutilizó el modelo DogBone y se generó la geometría para la unión de la clavícula con la escápula, al recrear un injerto isquiotibial el cual se inicia como un cilindro de 3[mm] de diámetro, para luego sustraer el volumen que interfiera con los modelos de hueso. El cilindro inicial comienza sobre la clavícula, para luego pasar por debajo del coracoides, cercano a su base y luego unirse con el otro extremo, sobre la clavícula. (Ver Figura 27)

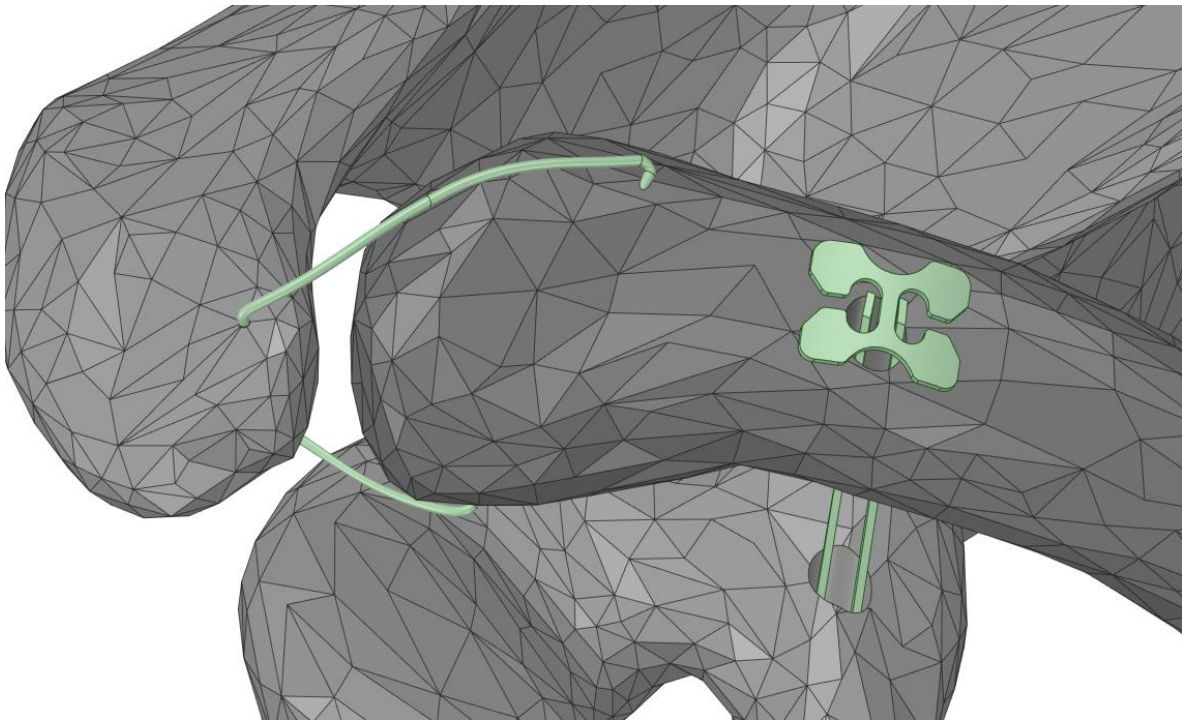


Figura 29: Modelo de reconstrucción de DogBone junto con la Fijación AC.

El tercer modelo estudiado corresponde a la utilización del DogBone y Fijación AC. Para esto, se reutilizó el modelo DogBone y se generó la geometría para la unión de la clavícula el acromion, al generar perforaciones de 0.69[mm] de diámetro en el acromion de manera vertical como describe *Dyrna et al (2017)* y sobre la clavícula de manera diagonal (Ver Figura 28). Luego se generó un sólido tubular para unir ambos huesos y así recrear las suturas utilizadas en las intervenciones quirúrgicas. Este sólido se insertó en las perforaciones para así unir la clavícula y escápula. (Ver Figura 29).

Los métodos de reconstrucción insertados, se espera suplan la acción de los ligamentos AC y CC, para eso es necesario determinar las propiedades mecánicas de los elementos involucrados y las condiciones de trabajo de los mismo.

Tabla 3: Propiedades mecánicas de los componentes del modelo.

<i>Componentes</i>	Módulo de Young E [MPa]	Coefficiente de Poisson ν	Densidad $\left[\frac{kg}{m^3}\right]$	Referencias
<i>Clavícula</i>	11.000	0,3	1.800	Iwamoto et al.
<i>Escápula</i>	11.000	0,3	1.800	(2001) Metan et al. (2016)
<i>DogBone Titanium</i>	96.000	0,36	4.620	Sumanont et
<i>No. 2 FiberWire – FiberTape</i>	7206,0	0,4	5.500	al. (2018)
<i>Componentes</i>	Constantes hiperelásticas – Arruda-Boyce			Referencias
<i>Ligamentos</i>	μ	0,9816 [MPa]		Correia (2011)
	λ_m	6,9998		
	D_1	0,2107 [MPa ⁻¹]		
<i>Injerto Isquiotibial</i>	Constantes hiperelásticas – Neo-Hookean			Referencias
	C_1	66 [MPa]		Orozco et al.
	D_1	0,002 [MPa ⁻¹]		(2018)

4.5 Modelo de Sólido

Las estructuras óseas (Clavícula y Escápula), y distintos injertos son modeladas como cuerpos linealmente elásticos, mientras que las estructuras ligamentarias e injerto isquiotibial fueron modelados como materiales hiperelásticos utilizando el modelo Arruda-Boyce y Neo-

Hooke respectivamente, los que se escogieron debido a la simpleza de su formulación y a los datos obtenidos en la literatura. El modelo de material hiperelástico se utiliza generalmente para representar grandes deformaciones del tipo incompresibles. Dicho modelo se caracteriza por la energía potencial de deformación representada en forma de ecuaciones (Anexo A), las cuales se ajustan a una curva de esfuerzo-deformación. Las propiedades de tanto, los huesos, injertos y ligamentos se muestran en la Tabla 3 [5, 20, 21 y 35].

4.6 Validación de Modelo Hiperelástico

Para validar los resultados a obtener y probar que son consistentes con la teoría, se realiza una simulación en el software ANSYS 2020R2 utilizando los parámetros hiperelásticos presentados en la Tabla 4. En primer lugar, se genera una geometría de prueba (DIN 53504-S3A:1994) desde ahora llamada dumbbell, presentado en la Figura 30, luego se agregan apoyos en los extremos para simular una condición de adhesión a una superficie de acero estructural ($E = 200 [Gpa]$ y $\nu = 0,3[-]$) como se muestra en la Figura 31. Las condiciones de borde impuestas fueron que el modelo estuviera encastrado en su parte superior y un desplazamiento fijo fue aplicado en su parte inferior

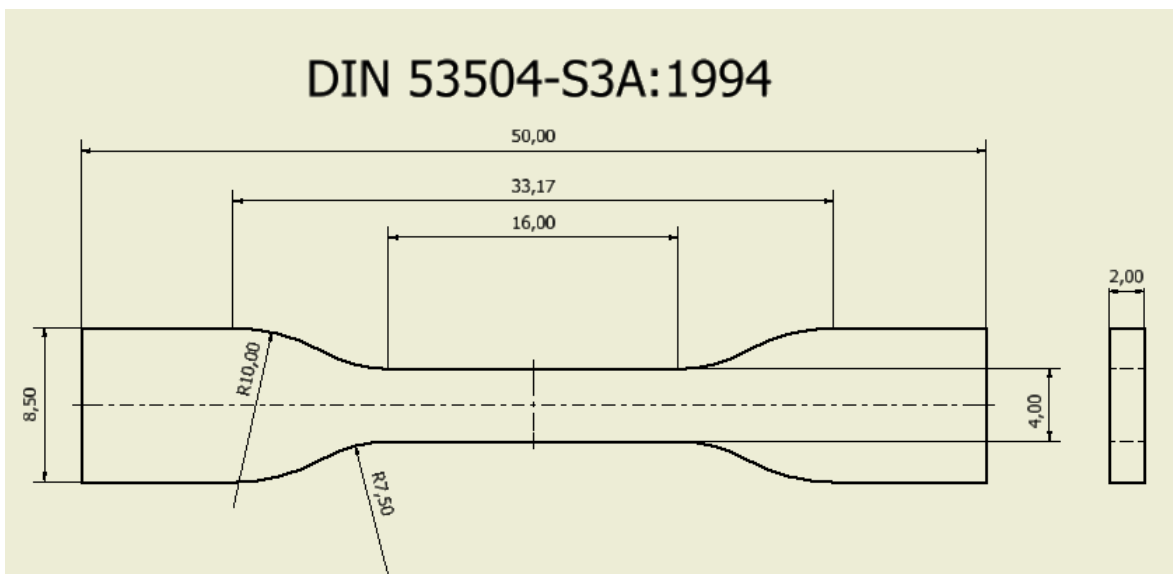


Figura 30: Plano del dumbbell generado en Autodesk Inventor.

Los elementos utilizados para mallar el dumbbell fueron elementos lineales de 8 nodos del tipo ladrillo (C3D8), se utilizaron dichos elementos debido a su buen comportamiento a la hora de trabajar con deformaciones y esfuerzos del tipo axial, además de necesitar menor tiempo de cálculo para obtener una solución, por otro lado, por la simplicidad de la probeta no fue necesario aplicar una malla tetraédrica. Los valores de esfuerzos y strain en la dirección axial, fueron comparados con la data teórica, la cual fue calculada según muestra Bergstrom (2015) en el capítulo 5 de su libro [32], el código utilizado se puede ver en el Apéndice C. Los resultados obtenidos de esfuerzo y strain, son del tipo real y no ingenieril.

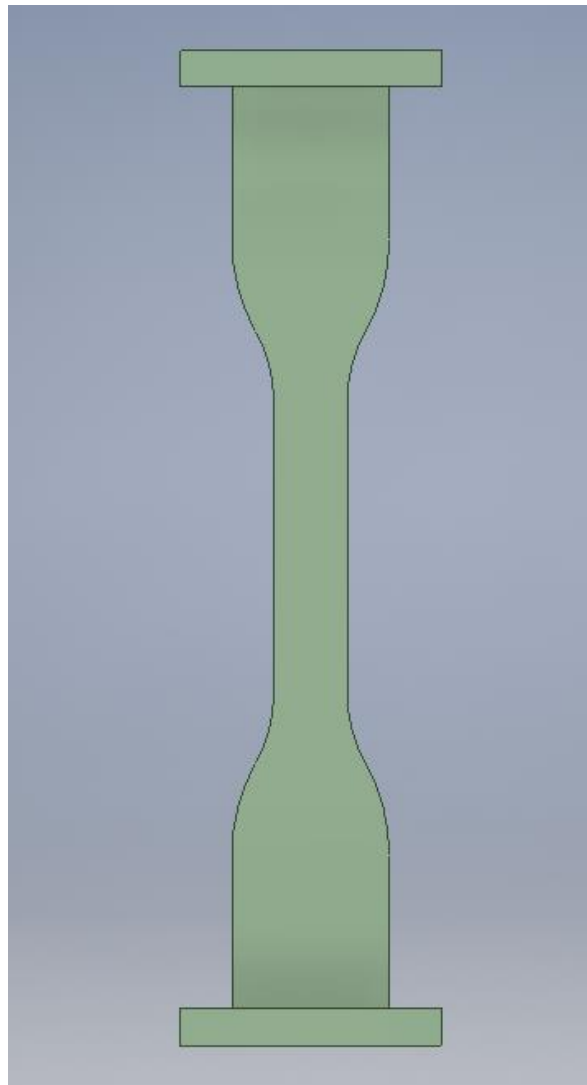


Figura 31: Geometría de prueba con sus apoyos respectivos.

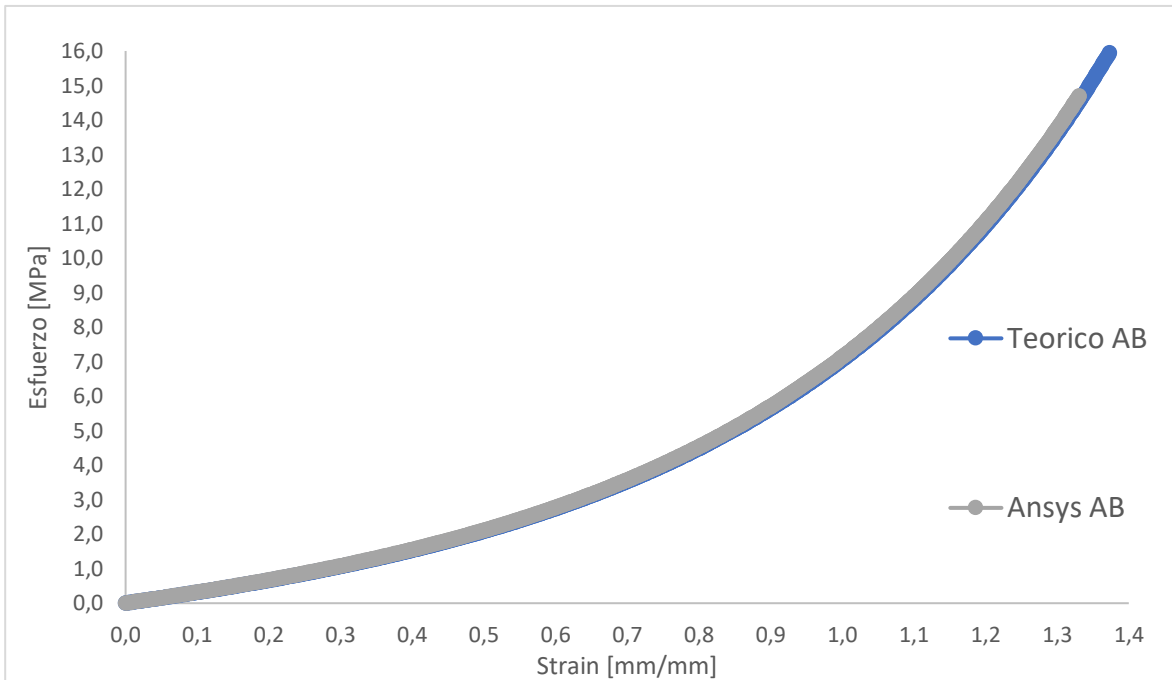


Figura 32: Gráfico de Esfuerzo vs Strain, para la simulación de tracción realizada y el cálculo teórico.

En la Figura 32 se muestran los resultados obtenidos de la simulación FEM realizada y los cálculos teóricos, es notorio que hasta un Strain de 1,331 $\left[\frac{mm}{mm}\right]$ las diferencias entre ambos resultados son mínimas, comprobando que el comportamiento del modelo es el esperado, en términos de esfuerzos. Por otro lado, y observando la Figura 33 es claro que la separación entre la malla del dumbbell y la superficie de acero, es mínima llegando a un máximo de 0,00043[mm], por otro lado, el volumen del dumbbell no varía radicalmente, aumentando en casi 0,016%, desde 632,63[mm³] hasta 632,73[mm³]. Con estos resultados, es esperable que el modelo utilizado se comporte de manera correcta a la hora de realizar las simulaciones requeridas de materiales hiperelásticos.

4.7 Mallado

El software ANSYS 2020R2 entrega automáticamente una discretización para las estructuras óseas y ligamentarias que constituyen el complejo articular, el cual es necesario refinar,

resultando los distintos modelos a utilizar en la simulación. La formulación matemática para los elementos utilizados se muestra en el Anexo B.

Tabla 4: Información respectiva a la discretización de los elementos ligamentarios y estructuras óseas para el modelo base.

<i>Estructuras</i>	<i>N° Elementos</i>	<i>N° Nodos</i>
<i>Ligamentos AC</i>		
<i>Posterosuperior</i>	7.030	13.885
<i>Anteroinferior</i>	1.391	2.748
<i>Ligamentos CC</i>		
<i>Trapezoide</i>	2.034	3.601
<i>Conoide</i>	768	1.440
<i>Huesos</i>		
<i>Escápula</i>	24.880	42.536
<i>Clavícula</i>	16.670	27.349

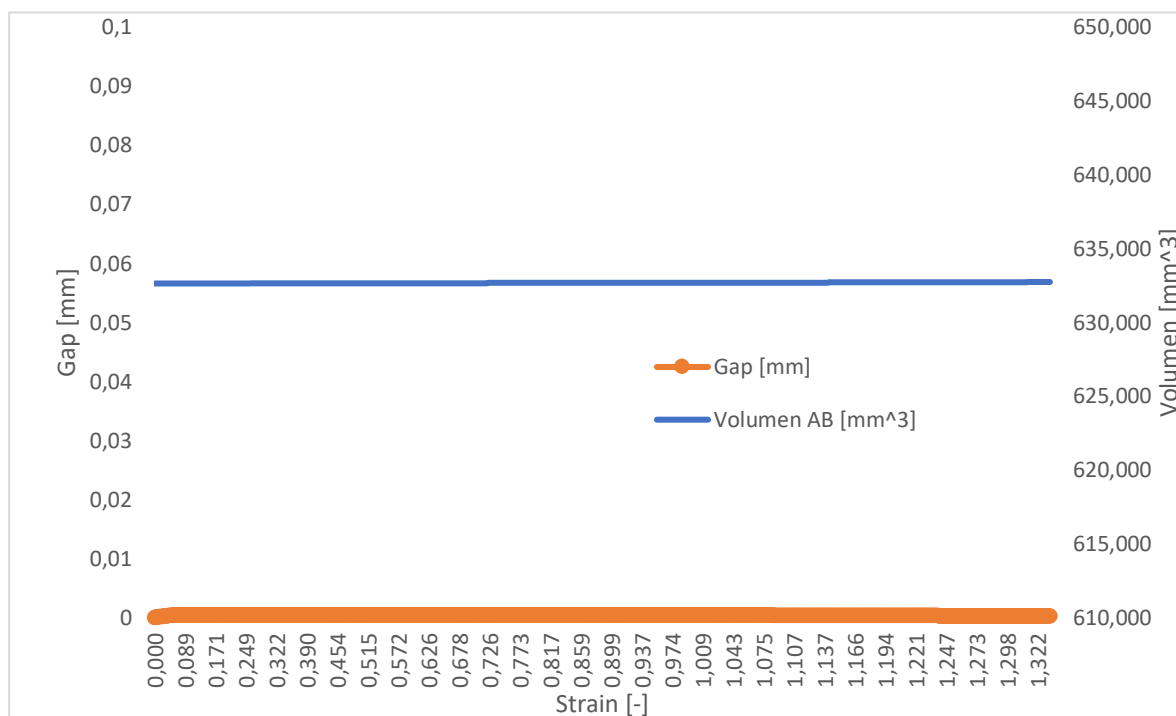


Figura 33: Resultados gap y volumen total de dumbbell para la simulación FEM

Para todos los modelos estudiados, se aplicó un mallado conforme con elementos tetraédricos cuadráticos (C3D10), esto debido a la compleja geometría que se necesita generar, lo anterior complementado con la diferenciación de los tamaños en los elementos, donde para las zonas de mayor interés se genera una malla más fina. En la Tabla 5 se muestra el número de elementos y nodos para los cuerpos del modelo base, mientras que en la Tabla 6, la misma información es presentada, pero para los modelos de reconstrucción.

Tabla 5: Información respectiva a la discretización de los elementos utilizados en las reconstrucciones y estructuras óseas.

<i>Estructuras</i>	<i>N° de Elementos</i>	<i>N° de Nodos</i>
<i>Fijación CC y aumentación ligamentaria</i>		
<i>AC</i>		
<i>Fibra</i>	2.360	5.417
<i>Botones de titanio</i>	4.016	8.296
<i>Ligamento CA Transferido</i>	8.538	14.693
<i>Escápula</i>	31.495	52.782
<i>Clavícula</i>	25.267	40.591
<i>Fijación AC y CC, sin aumentación biológica</i>		
<i>Fibra</i>	2.806	6.305
<i>Botones de titanio</i>	4.372	8.980
<i>Sutura</i>	6.657	13.141
<i>Escápula</i>	27.868	46.734
<i>Clavícula</i>	24.363	38.061
<i>Fijación CC y Aumentación isquiotibial sin aumentación AC</i>		
<i>Fibra</i>	2.366	5.451
<i>Botones de titanio</i>	3.399	7.177
<i>Injerto Isquiotibial</i>	12.585	22.133
<i>Escápula</i>	34.100	56.840
<i>Clavícula</i>	28.393	45.730

4.8 Condiciones de Frontera

Para recrear un movimiento natural de abducción del húmero, se comenzará con una posición anatómica en reposo, es decir, la clavícula y escápula no describen movimiento. Para el húmero llegar a la posición deseada (120° abducción) los movimientos que deben describir la escápula y clavícula están descritos en las Figuras 34 y 35 obtenidos desde el estudio realizado por *Oki et al., 2012* en un estudio cadavérico, donde se estudiaron la posición de los huesos en distintos regímenes de movimientos. Para obtener el sistema de referencia para la escápula y la clavícula utilizado, se estudió la descripción realizada por *Wu et al., 2005*. Los movimientos definidos anteriormente se utilizarán para los 4 casos de estudio, solo modificando los cuerpos que mantienen unidos las estructuras óseas.

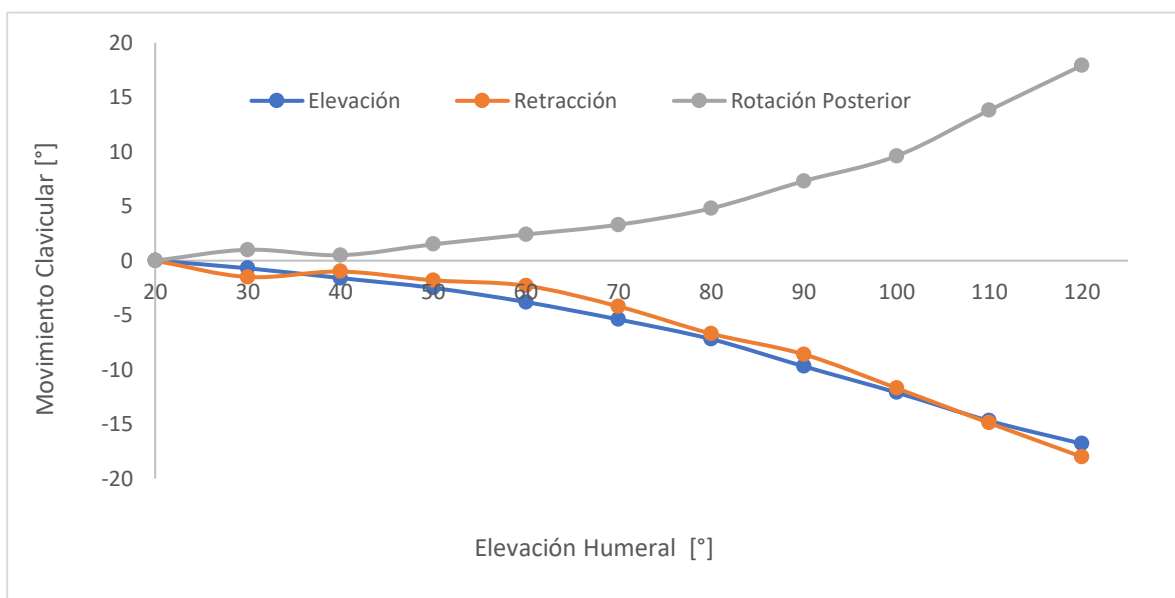


Figura 34: Movimiento clavicular vs Elevación humeral, se muestra el movimiento de la clavícula (en grados) con respecto al punto de referencia previamente definido según el estudio de *Wu et al. 2005*.

Para obtener el comportamiento deseado, fue necesario generar condiciones de contacto y relaciones entre los cuerpos. Con el fin de generar un movimiento lo más realista posible, se utilizaron relaciones tipo articulación esférica con conexión Body-Body y Body-Ground, la primera para conectar la escápula y clavícula, simulando la libertad de movimientos de la articulación AC (Ver Figura 36), esta conexión se une el extremo acromial de la clavícula

con acromio en la escápula. Para la segunda conexión se trata de recrear la unión de la clavícula con el esternón (Ver Figura 37). Las conexiones de articulación esférica solo permiten la rotación sobre todos los ejes, pero no el desplazamiento de los cuerpos con respecto a una referencia.

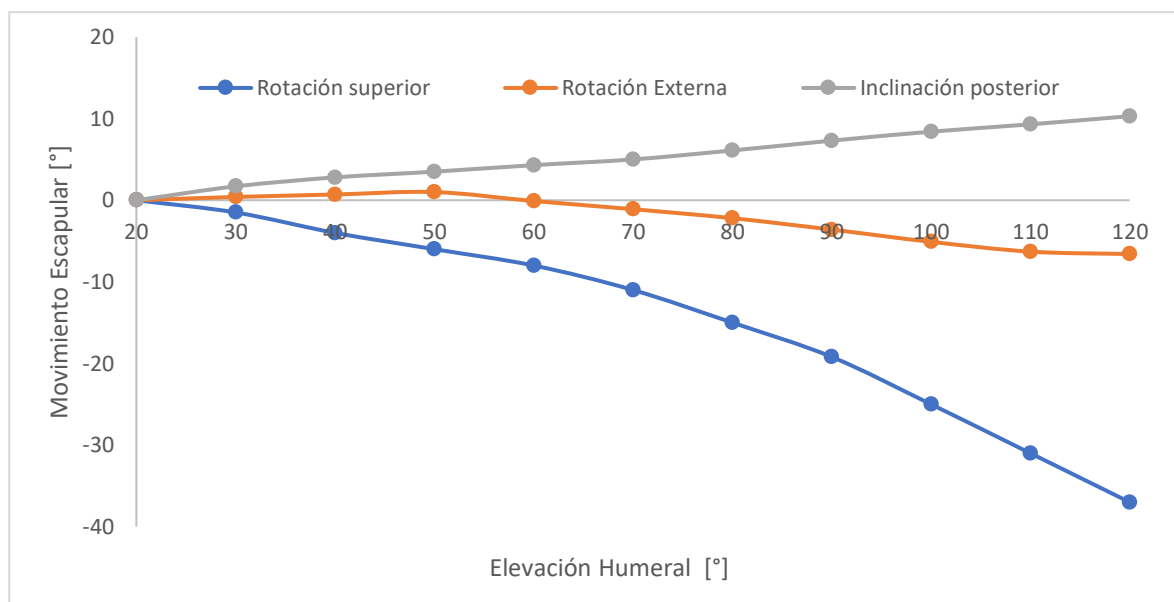


Figura 35: Movimiento escapular vs Elevación humeral, se muestra el movimiento de la escápula (en grados) con respecto al punto de referencia previamente definido según el estudio de Wu et al. 2005.

La definición de los contactos entre los cuerpos es de suma importancia para llevar a cabo una simulación correcta. Todos los contactos que se requiere no se despeguen ni deslicen, fueron definidos como bonded y con formulación Multi-point Constrain (MPC), la cual establece relaciones entre los grados de libertad de los nodos, por lo que, el desplazamiento de los nodos esclavo debe ser el mismo al desplazamiento de los nodos maestro, para esto de manera interna se agregan ecuaciones restrictivas que “enlazan” los desplazamientos entre las superficies de contacto. Dentro de las ventajas de la formulación MPC están su buen comportamiento para converger (menos iteraciones para lograr convergencia), y una nula penetración de la malla [40]. Para los cuerpos que no están unidos y entran en contacto en algún momento de la simulación, se definió un contacto del tipo frictionless con una formulación Pure Penalty, la cual se basa en penalizar la penetración de la malla, por lo que, no es posible tener una penetración nula como en el caso de MPC, sin embargo, una

penetración pequeña es aceptable, dependiendo del caso este valor puede variar, para este trabajo se utilizó un valor límite $0,02[mm]$ de penetración máxima. Las ventajas de utilizar la formulación Pure Penalty recae en necesitar menos iteraciones para converger y en la utilización de puntos de integración para la detección del contacto.

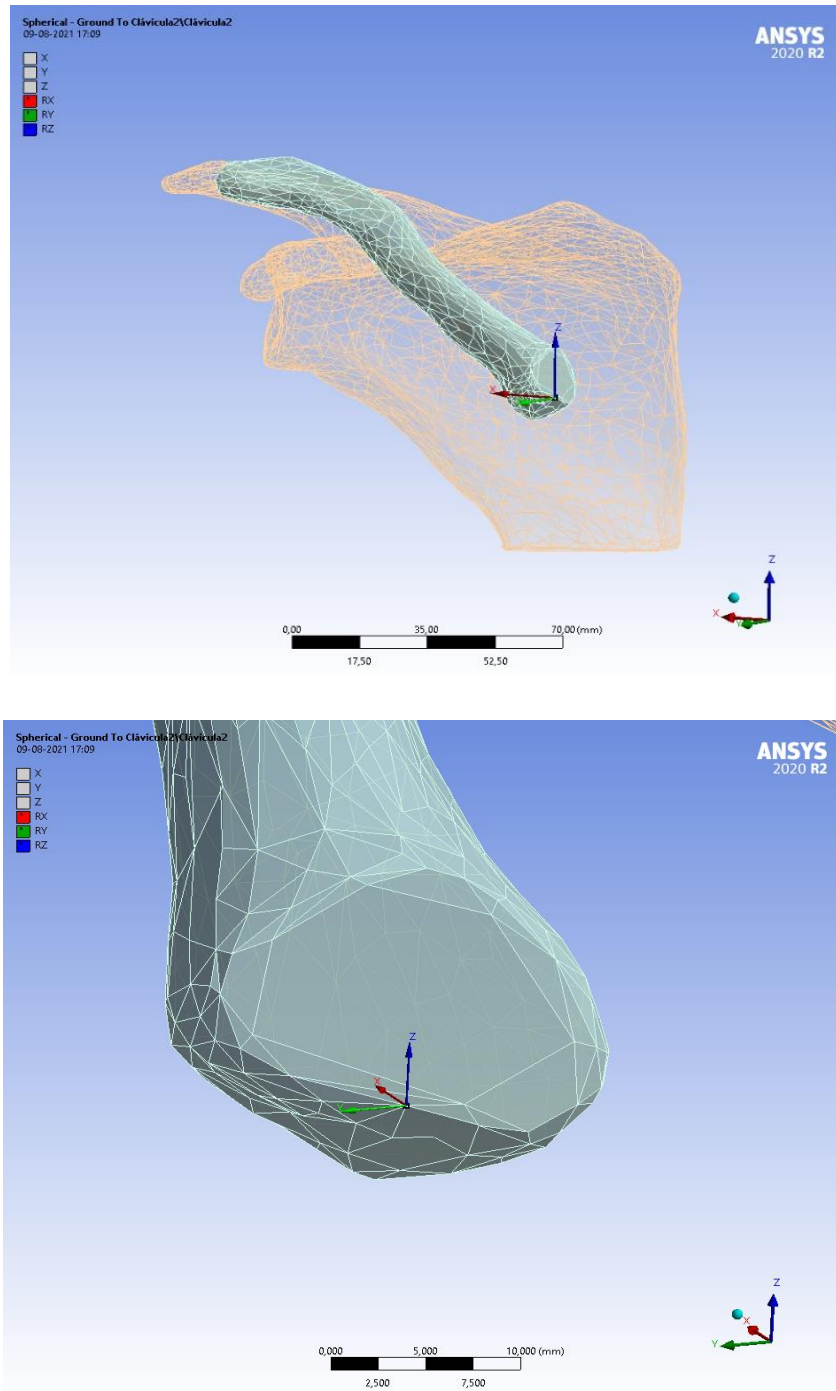


Figura 36: Punto de conexión para la articulación esférica del tipo Body-Ground.

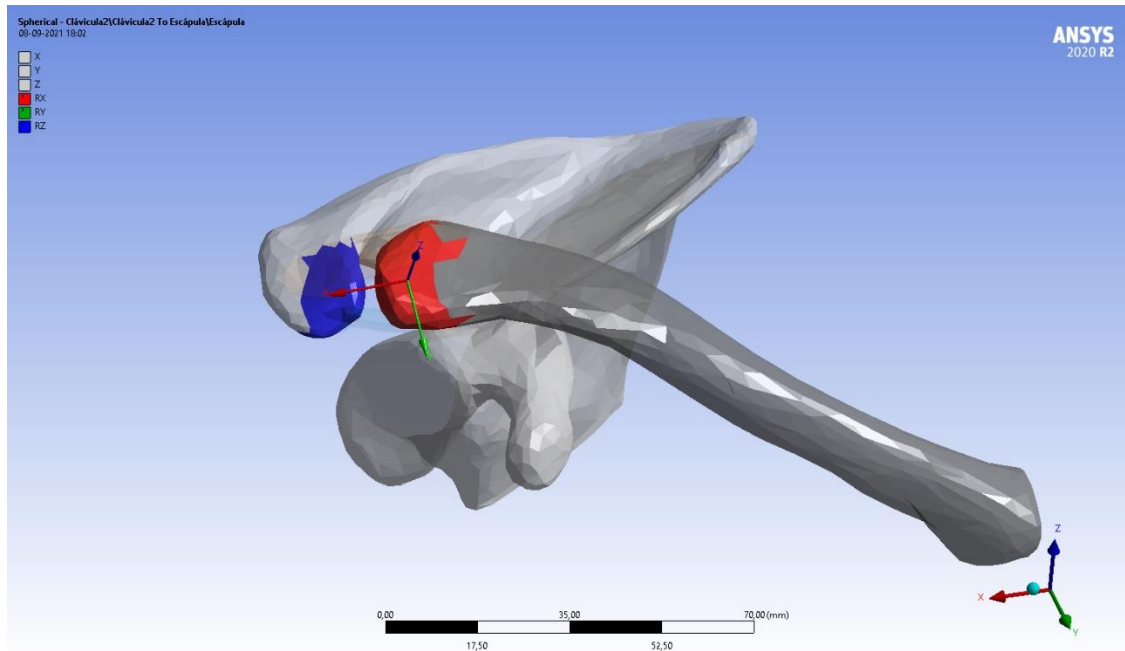


Figura 37: Conexión para la articulación esférica del tipo Body-Body que une la escápula y la clavícula.

5 Resultados

El propósito de este estudio fue analizar el comportamiento de los elementos complejo articular y los elementos asociados a este bajo un régimen cinemático de movimiento. Para esto, se realizaron distintas simulaciones numéricas de distintos modelos los cuales fueron detallados en el capítulo 5, para evaluar la respuesta mecánica de ligamentos y los elementos de fijación utilizados en la reconstrucción acromioclavicular. Luego de la finalización de las 4 simulaciones, se analizan las tensiones máximas principales presentadas en los elementos en función del ángulo de abducción del húmero, además se determina la distancia entre puntos de interés de los ligamentos y la articulación, dichos puntos se encuentran detallados en la Tabla 6 y en las Figuras 38, 39 y 40.

5.1 Modelo Base

Para este modelo, el contacto entre los elementos no fue un problema y fue definido como bonded, esto es perfectamente pegado, sin deslizamiento ni separación, simulando así la unión del ligamento con el hueso.

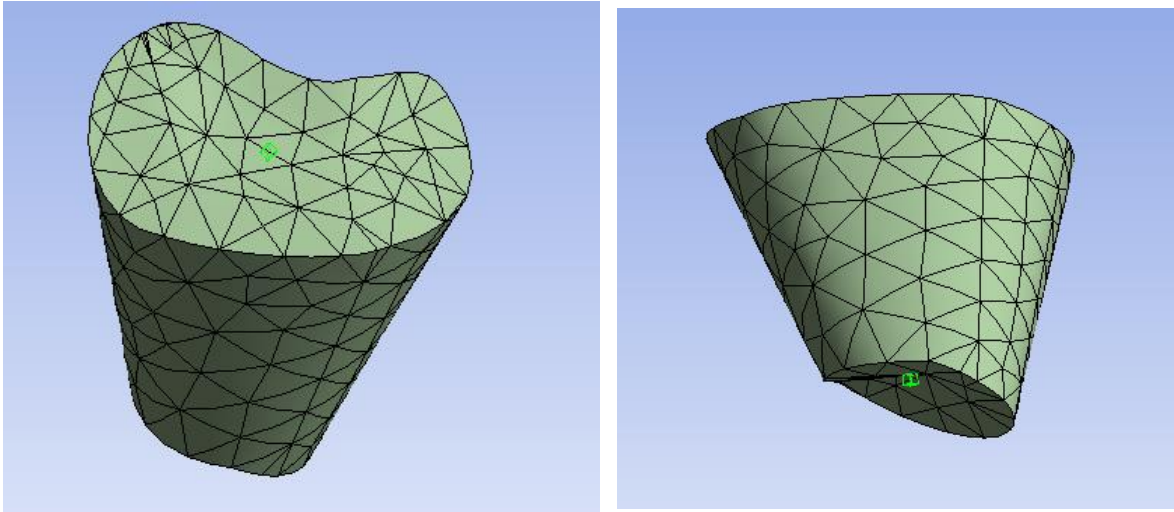


Figura 38: Nodos utilizados para analizar la distancia y deformación del ligamento conoide, para la abducción.

Tabla 6: Puntos de interés para el análisis de distancias.

<i>Estructura</i>	<i>Posición Relativa</i>	<i>Nodo</i>
<i>Ligamento Conoide</i>	Superior	5.267
	Inferior	5.182
<i>Ligamento Trapezoide</i>	Superior	489
	Inferior	613
<i>Articulación Acromioclavicular</i>	Escápula	17.722
	Clavícula	11.889

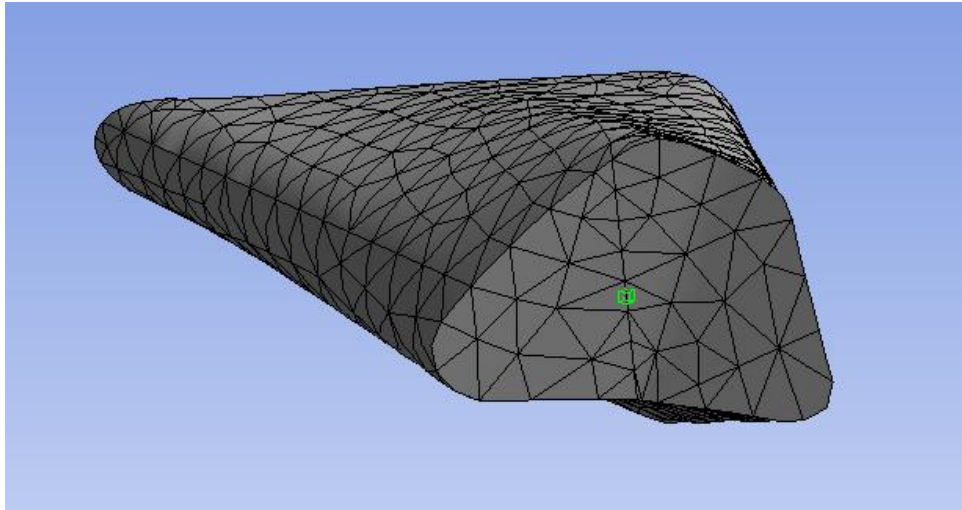
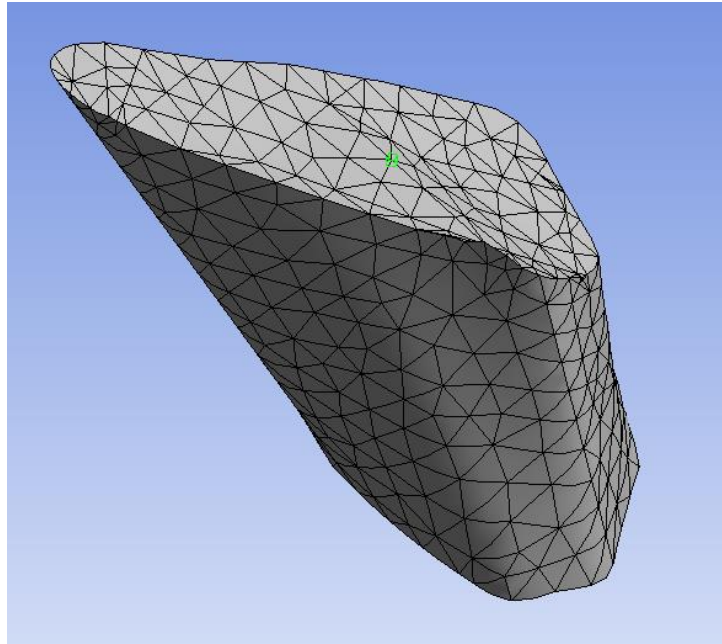


Figura 39: Nodos utilizados para analizar la distancia y deformación del ligamento Trapezoide, para la abducción.

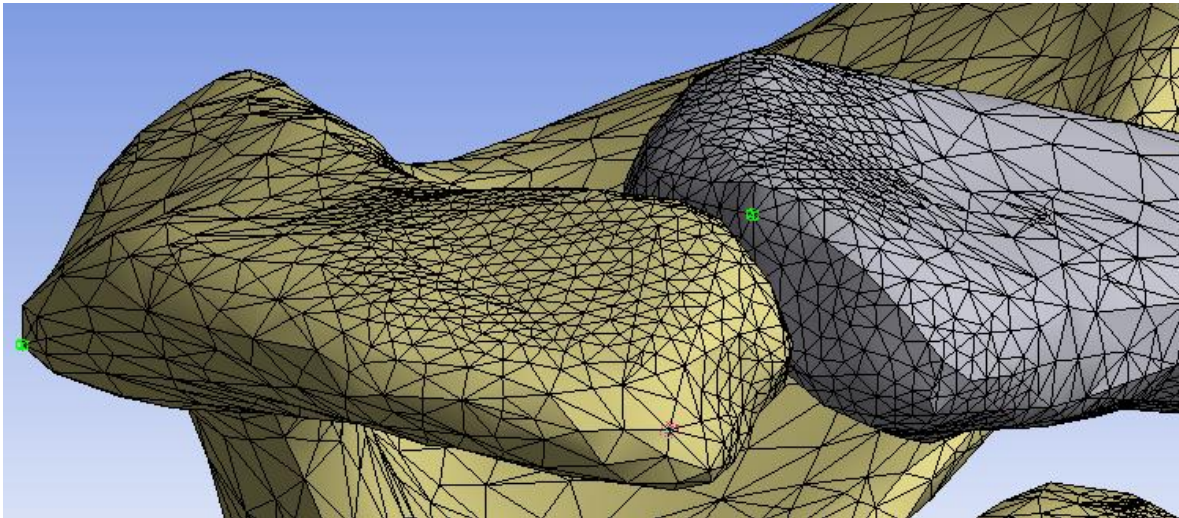


Figura 40: Nodos utilizados para analizar la distancia entre la Escápula y Clavícula en la articulación Acromioclavicular.

Los resultados para la tensión en los ligamentos para este modelo se muestran en la Figura 41, que entrega la evolución del esfuerzo máximo equivalente de Von Mises en función de la elevación humeral, para los ligamentos estudiados.

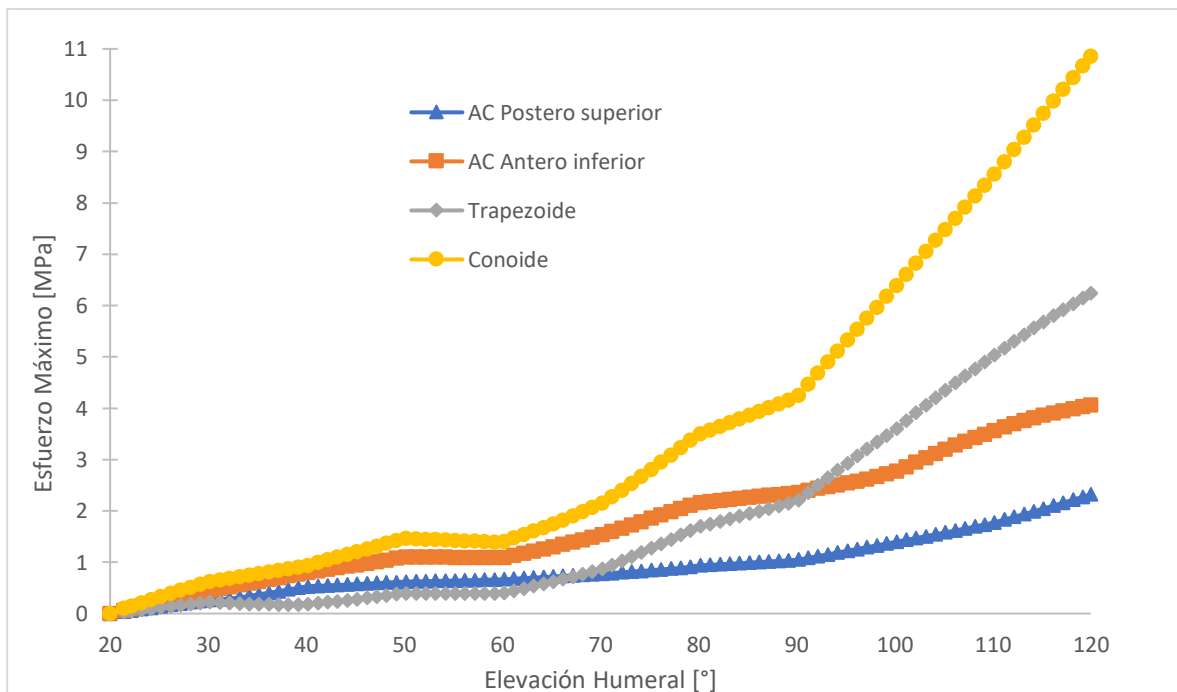


Figura 41: Gráfico de Esfuerzo de von Mises máximas en los ligamentos.

Se verifica que los esfuerzos máximos presentes en los ligamentos AC (Posterosuperior y Anteroinferior) Trapezoide son similares iguales hasta los 65° de elevación del húmero con el Posterosuperior y hasta 90° con el Anteroinferior, pero cuando se sobrepasa este punto del movimiento, el comportamiento ascendente del esfuerzo máximo del ligamento Trapezoide se acentúa, diferenciándose de los ligamentos AC, los cuales llegan a un máximo de 2,32[MPa] y 4,05 [MPa] para el Posterosuperior y Anteroinferior respectivamente, siendo el ligamento AC Anteroinferior el que está sometido al mayor esfuerzo máximo de los ligamentos AC, mientras que para el ligamento Trapezoide, el valor de esfuerzo máximo asciende hasta 6,23 [MPa]. Por otro lado, el ligamento Conoide en todo el recorrido mantiene el mayor esfuerzo máximo en comparación a los otros ligamentos, con un máximo de 10,86 [MPa] al final del recorrido, por esta razón se puede pensar que, en un movimiento de abducción el ligamento Conoide aporta estabilidad a la articulación en un nivel mayor a los otros ligamentos, seguido por el ligamento Trapezoide y, por lo tanto, en caso de rotura o lesión del complejo articular, sería necesario el reemplazo rápidamente de este ligamento, o de ambos ligamentos CC.

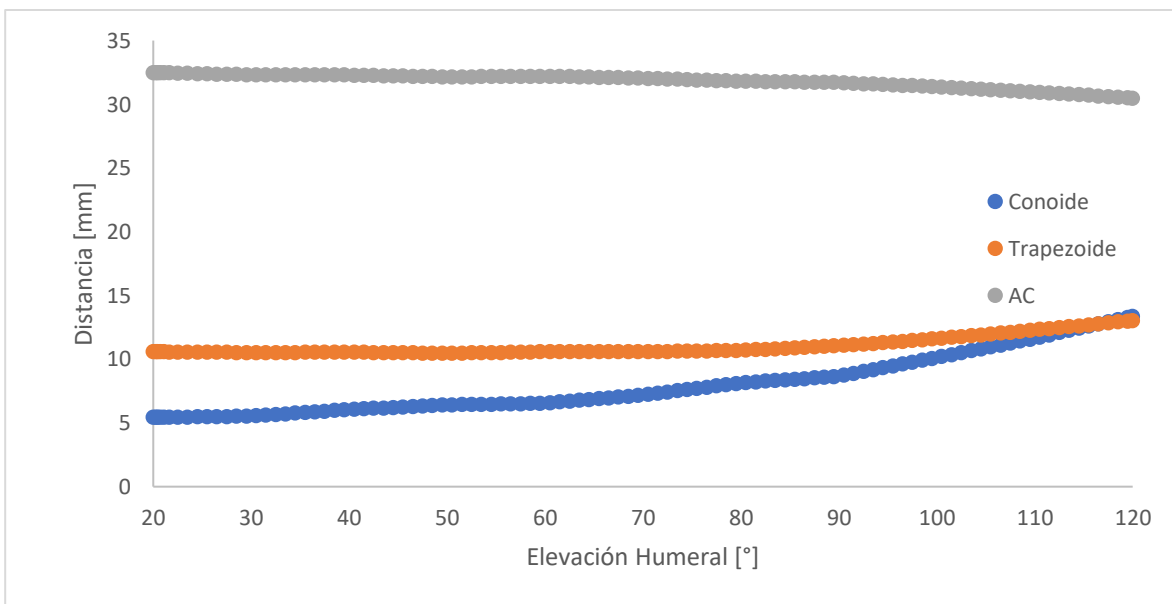


Figura 42: Gráfico de distancia entre los puntos de interés.

Si se analiza el gráfico mostrado en la Figura 41, es posible notar que los esfuerzos en los ligamentos AC y CC tienen comportamiento ascendente en casi todo el recorrido del húmero, mientras que para el rango entre 50° y 60° el esfuerzo se mantiene, en su mayoría, constante, para luego aumentar rápidamente hasta los 80° de elevación en el caso de los ligamentos CC.

Al llegar a los 90° de elevación humeral, el esfuerzo en los ligamentos Trapezoide y Conoide aumenta con mayor intensidad, mientras que este comportamiento para el ligamento AC Anteroinferior se presenta desde los 100°.

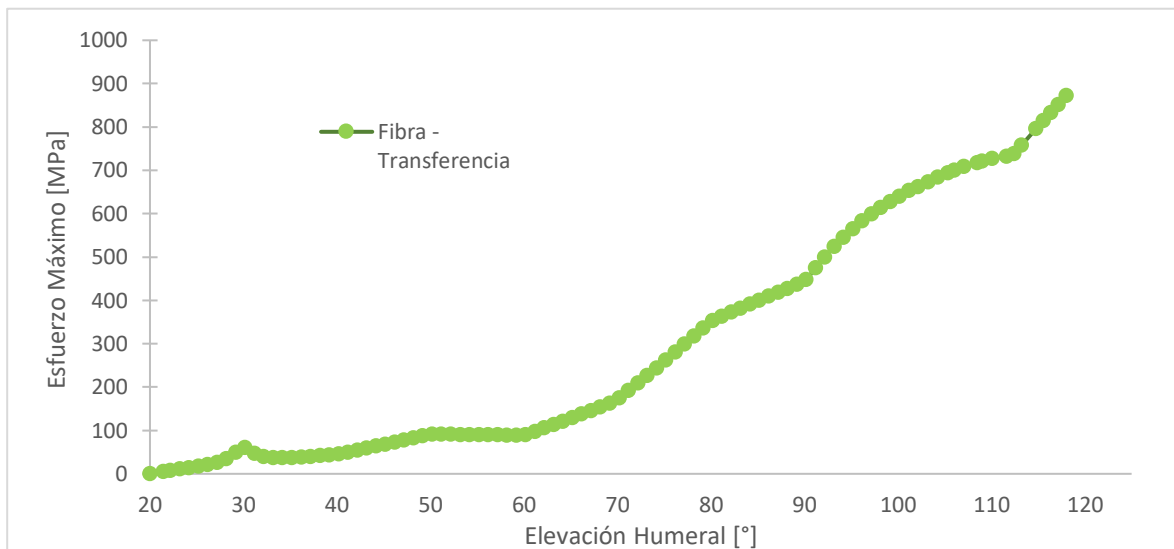


Figura 43: Gráfico de Esfuerzo Máximo vs Elevación Humeral, para la fibra en el método de Fijación CC y aumentación ligamentaria AC

La distancia entre puntos definidos en la articulación da una idea del nivel de deformación a la cual esta está sometida la misma, en el gráfico mostrado en la Figura 42 entrega esta información para los puntos de interés definidos en las Figuras 38, 39 y 40. De este gráfico se desprende que para el ligamento Trapezoide, la distancia entre los puntos superior e inferior se mantiene casi constante hasta los 70° de elevación, para luego aumentar hasta 12,70[mm] lo que se traduce en un aumento del 30,14%, mientras que para la articulación AC presenta un cambio desde 32,45[mm] a 30,45[mm], siendo esto una disminución del 6,56%. Por otro lado, el ligamento Conoide está sometido a un estiramiento, con una distancia entre el punto superior e inferior en un comienzo de 5,41[mm] aumentando hasta 13,32[mm] para el final del recorrido, aumentando en un 146,44% la distancia entre ambos puntos, y por lo tanto la deformación del ligamento.

5.2 Fijación CC y aumentación ligamentaria AC

La aumentación ligamentaria AC utiliza el tejido biológico de los ligamentos CA (Coracoclaviculares) para así, reemplazar los ligamentos acromioclaviculares (AC) como se describe en el capítulo 6 (Ver Figura 26). Esta técnica es la que se utilizó en este modelo en conjunto con el doble botón. Los resultados se muestran graficados en la Figura 43 y 44.

El ligamento CA al ser un injerto biológico de similares características que los ligamentos que se esperan reemplazar, el valor de esfuerzo al que está sometido está en el mismo orden de magnitud que el del modelo base, teniendo un máximo de $1,58[MPa]$ y aumentando de manera casi lineal a medida que se aumenta el ángulo de elevación humeral, siendo estos valores mucho menor que los $872[MPa]$ de esfuerzo máximo para la fibra, ambos valores obtenidos cercanos a los 120° de elevación humeral.

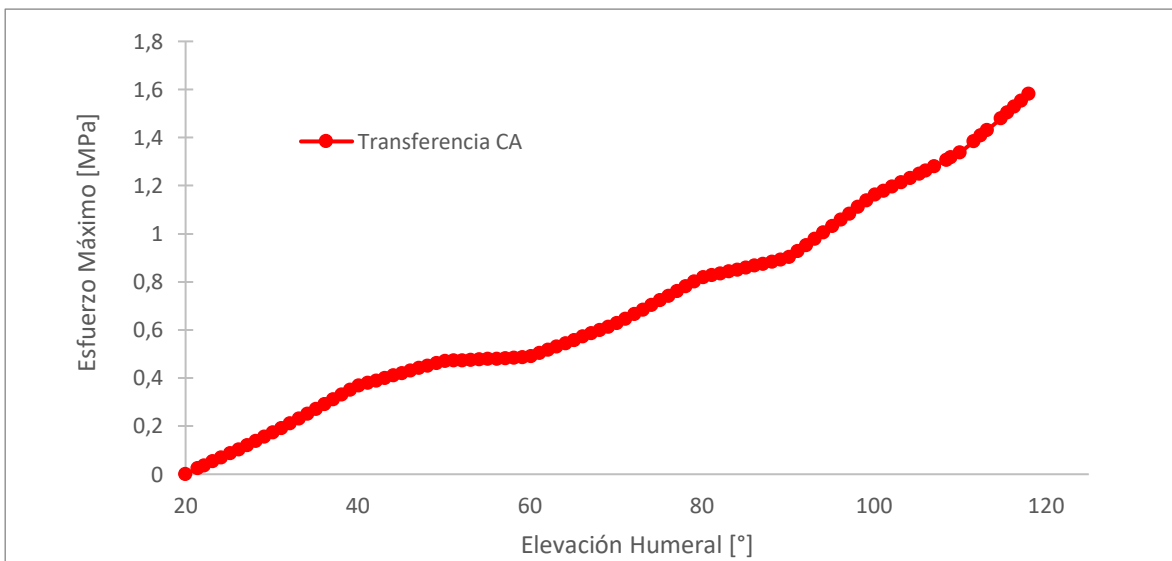


Figura 44: Gráfico de Esfuerzo Máximo vs Elevación Humeral, para el ligamento CA transferido en el método de Fijación CC y aumentación ligamentaria AC

Con la transferencia del ligamento CA para reemplazar los ligamentos AC se espera una rigidez similar o menor a la que mantiene el modelo base, al tener las mismas propiedades mecánicas, pero cambiando las áreas de inserción y geometría del sólido que une la escápula

con la clavícula. Pudiendo causar una estabilidad comparable con la del modelo totalmente sano, o ser razón de una inestabilidad que afecte el comportamiento de la articulación generando desplazamientos con demasiada amplitud y por lo tanto no deseados. Artículos sugieren que los ligamentos acromioclaviculares previenen la traslación posterior de la clavícula con relación a la escápula [31,37,38 y 39], por lo que, una menor estabilidad en la articulación podría conllevar a dificultades en los movimientos del complejo articular.

5.3 Fijación AC y CC, sin aumentación biológica

En este modelo se utilizó la técnica DogBone o también llamada de Doble botón junto con fijación AC mediante sutura (Ver Figura 29). Los resultados obtenidos se encuentran en la Figura 45.

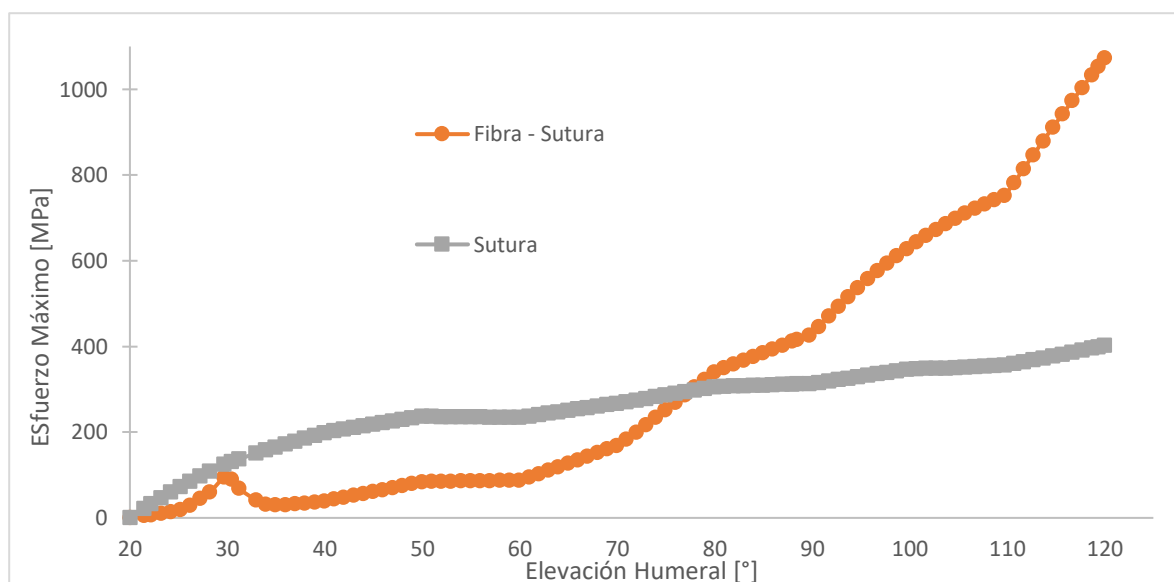


Figura 45: Gráfico mostrando los resultados de esfuerzo Máximo equivalente de Von Mises vs la elevación humeral para el modelo Fijación AC y CC, sin aumentación biológica.

La fibra utilizada mantiene un comportamiento ascendente en el esfuerzo máximo equivalente en la toda de la elevación humeral, por lo que el esfuerzo máximo asciende hasta 402,21[MPa] llegando a los 120° de elevación humeral. Por otro lado, la sutura en todo el

recorrido mantiene un esfuerzo mucho mayor que la fibra para luego equipararse cercano a los 75° de elevación humeral con un valor de esfuerzo de 295[MPa]. A pesar de que el esfuerzo en la sutura ser mayor en un principio del recorrido, desde los 60° hasta los 120° de elevación la rapidez con la que el esfuerzo máximo de la fibra aumenta, es superior a la de la sutura, por lo que al final del recorrido, la fibra está sometida a un esfuerzo mucho mayor, llegando a 1073[MPa].

En relación con los valores obtenidos y al movimiento que realiza la articulación, se puede suponer que la sutura o FiberWire al entregar una mayor rigidez repercute en una mayor estabilidad en la articulación. Sin embargo, al ser un elemento de alta rigidez al ser comparada con los tejidos biológicos que es necesario reemplazar, los ligamentos AC en este caso, es posible una disminución en la capacidad y amplitud de los movimientos articulares. En el tramo inicial (20° – 40°) se observa que el esfuerzo en la sutura aumenta de una forma más rápida que en otros tramos del recorrido, pudiendo afectar la vida diaria de los pacientes tratados con esta técnica, siendo el efecto contrario al que podría provocar una falta de rigidez en la articulación.

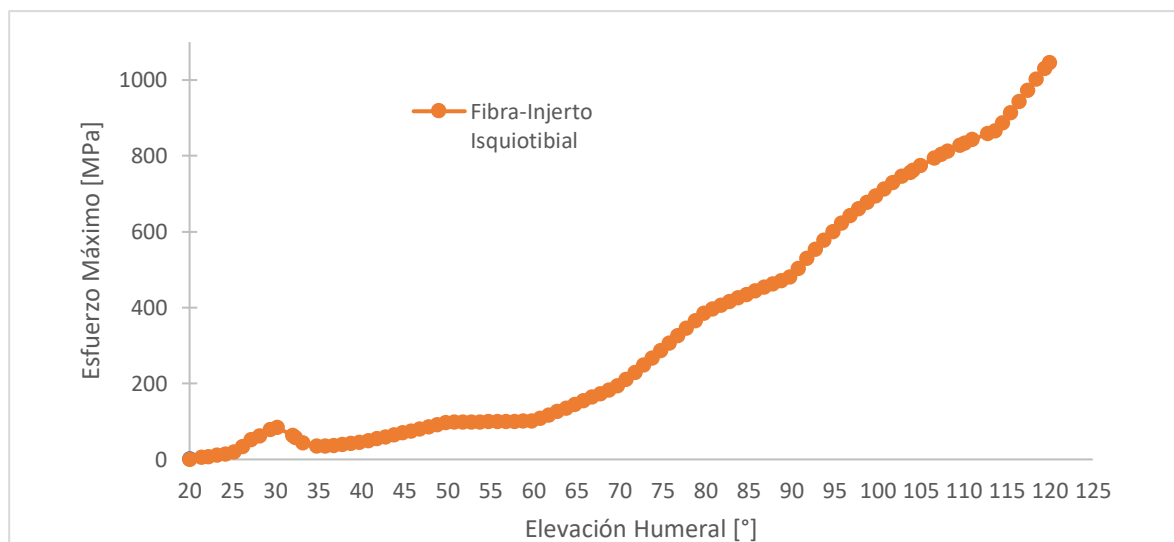
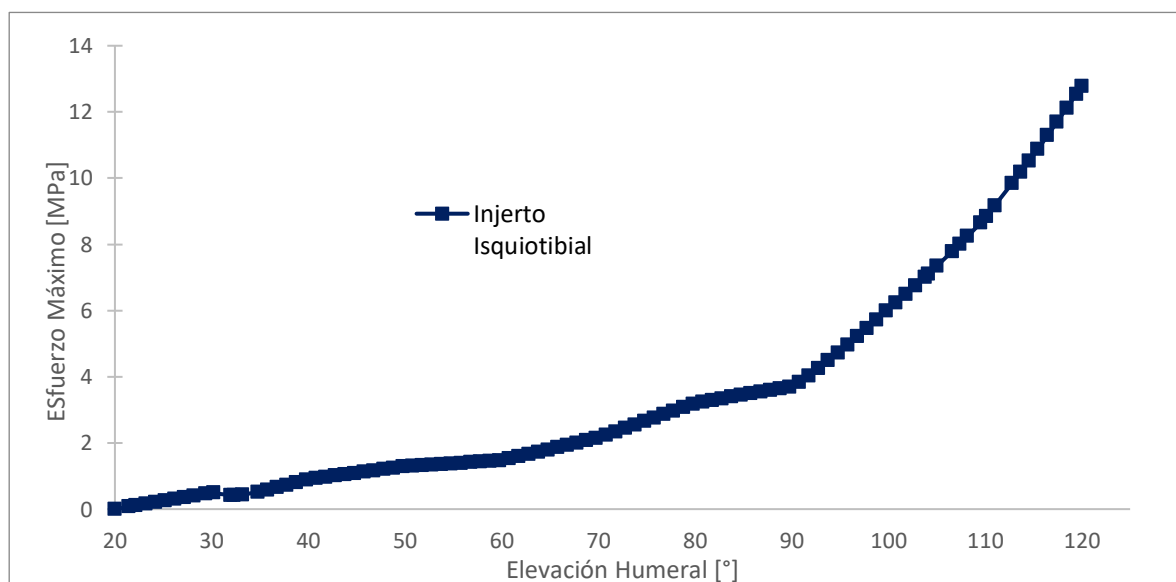


Figura 46: Esfuerzo de Von-Mises máximo para la técnica de reconstrucción DogBone en el modelo de reconstrucción Fijación CC y Aumentación isquiotibial sin aumentación AC.

5.4 Fijación CC y Aumentación isquiotibial sin aumentación AC

Los resultados de esfuerzo para la técnica DogBone y el injerto Isquiotibial se muestran en las Figuras 46 y 47, donde se observa que la Fibra está sometida a un esfuerzo mayor que el injerto isquiotibial, esto ocurre en toda la elevación humeral, llegando a un máximo de 1045,7[MPa] para la fibra y 12,76[MPa] para el injerto, ambos valores obtenidos a los 120° de elevación humeral.

Este método refuerza la zona donde deberían encontrarse los ligamentos CC los cuales generan estabilidad vertical [31, 37], dejando de lado la articulación y los ligamentos AC, y por lo tanto la estabilidad horizontal. Una menor estabilidad horizontal, podría ser precursor de movimientos y amplitud no deseados en la articulación. En la Figura 48 se muestran las curvas de esfuerzo para el injerto isquiotibial, el ligamento conoide y trapezoide. Los resultados sugieren que para una elevación humeral de hasta 110°, el ligamento conoide y el injerto isquiotibial, tendrían un comportamiento similar, y por lo tanto una estabilidad comparable. A medida que la elevación humeral aumenta, se hace notar que el esfuerzo al que está sometido el injerto isquiotibial aumenta con mayor rapidez que el ligamento con diferencias de hasta 2,12[MPa], por lo que se podrían generar restricciones en el movimiento sobre todo al llegar al final del movimiento.



CC y Aumentación isquiotibial sin aumentación AC.

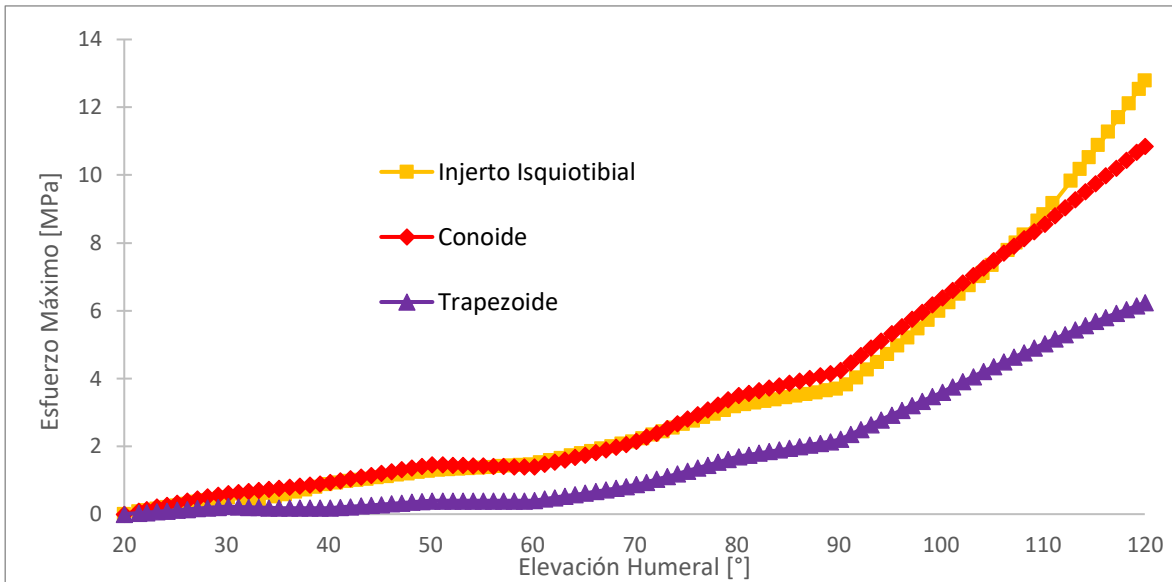


Figura 48: Gráfico de esfuerzo máximo vs elevación humeral, para el injerto isquiotibial y los ligamentos CC.

Al comparar los resultados obtenidos para la Aumentación Ligamentaria AC con los ligamentos AC (Ver Figura 49) se observa que hasta una elevación humera de 90° el comportamiento de la Aumentación Ligamentaria AC y el ligamento AC Postero superior es comparable. Por su posición y geometría, se espera que la Aumentación Ligamentaria AC supla el funcionamiento del ligamento AC anteroinferior, si se observa la curva presentada en la Figura 48, para una elevación de 30° esto se cumple, mientras que para los tramos restantes es clara una diferencia de hasta 2,5[MPa] , esto sumado a la ausencia de un elemento que supla al ligamento AC postero superior, puede conllevar en inestabilidades de la articulación, esto se acentúa cercano a finalizar el movimiento.

La técnica de doble botón o DogBone se utilizó en los 3 modelos de reconstrucción estudiados y los resultados condensados se muestran en la Figura 50. Los resultados obtenidos muestran que para el recorrido hasta 90° el comportamiento de los tres modelos es prácticamente el mismo, luego de este umbral se hacen notar diferencias donde el esfuerzo en el modelo que utiliza el injerto isquiotibial es mayor que para las demás, esto hasta los 110° de elevación donde el modelo que utiliza la sutura equipara en esfuerzo que utiliza el injerto isquiotibial, llegando a 1073[MPa] y 1045[MPa] respectivamente, mientras que el esfuerzo al que está sometido el modelo que utiliza la Aumentación Ligamentaria AC solo llega hasta 872,2[MPa]. Es claro que a los 30° de elevación humeral se presenta un *peak* de

esfuerzo, esto se debe a que en ese rango de movimiento la fibra comienza su contacto con la pared interior de la perforación hecha en la escápula, y por lo tanto su deformación.

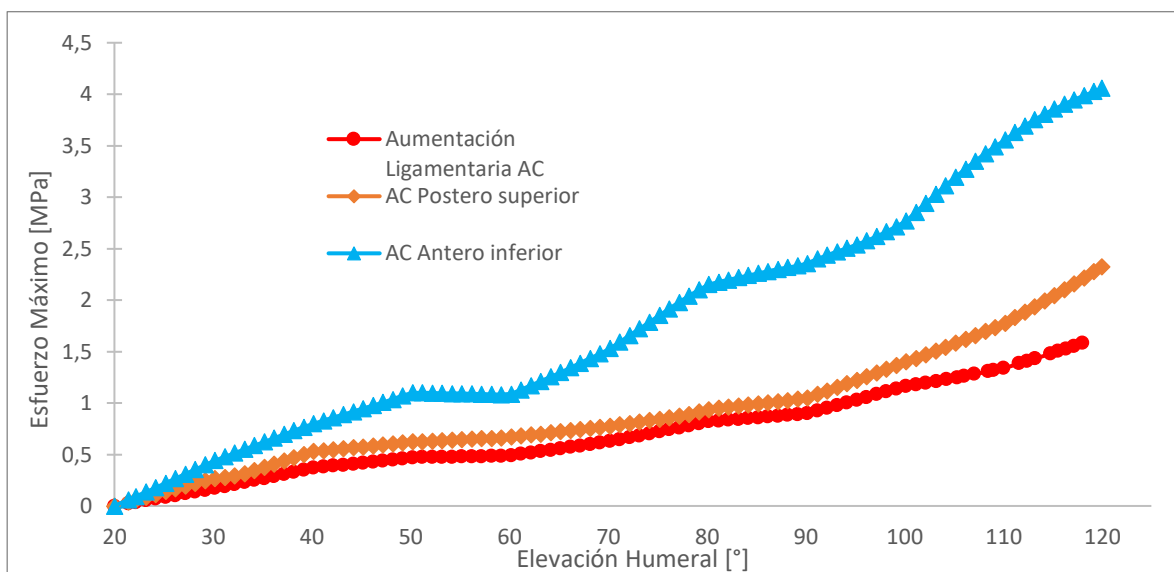


Figura 49: Gráfico de esfuerzo máximo vs elevación humeral, para el modelo de aumentación ligamentaria AC y los ligamentos AC.

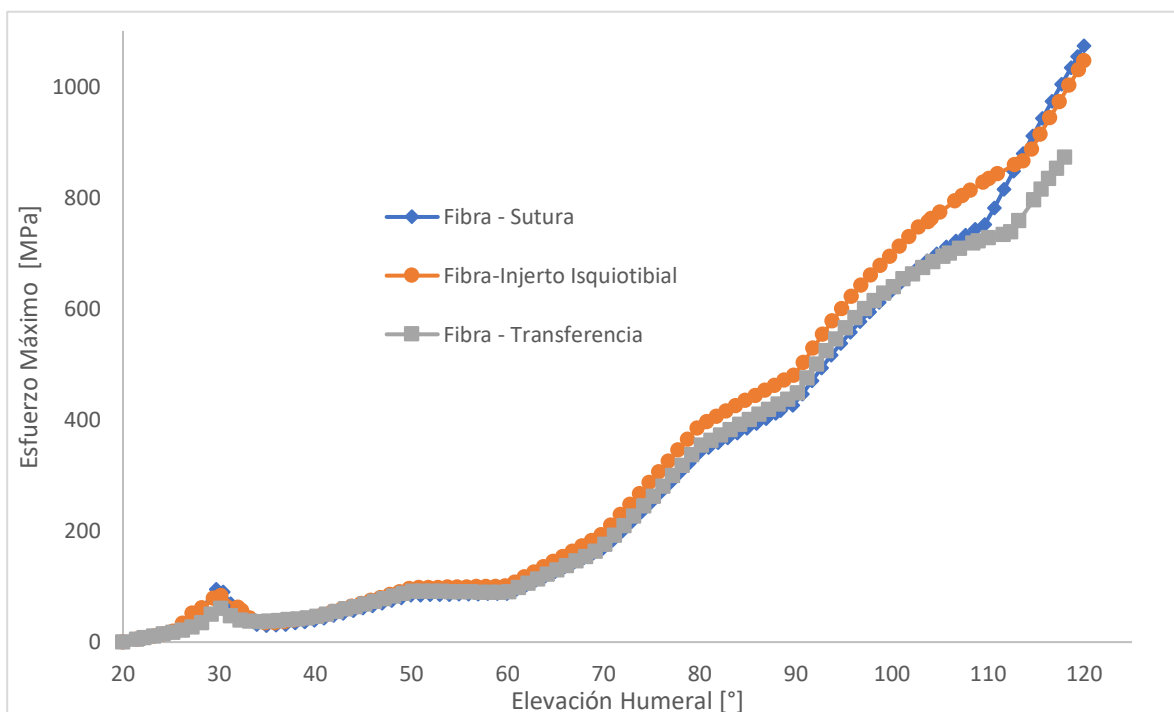


Figura 50: Gráfico de esfuerzo máximo vs elevación humeral, para las fibras utilizadas en los 3 modelos de reconstrucción.

Un breve resumen de los resultados obtenidos se muestra en la Tabla 7, de la cual se desprende que el modelo Fijación CC y aumentación ligamentaria AC es el candidato más prometedor para una sustitución de las estructuras ligamentarias.

En el Anexo D se muestran los distintos cuerpos deformados de los cuatro modelos evaluados, en diferentes puntos abducción.

Tabla 7: Resumen de resultados obtenidos.

	AC	CC
<i>Modelo Base</i>	Estabilidad Horizontal normal	Soporta la mayor parte del esfuerzo, estabilidad vertical normal
<i>Fijación CC y aumentación ligamentaria AC</i>	Presenta sustituto para ligamento AC anteroinferior, comportamiento parecido al modelo base con estabilidad posiblemente menor.	Presenta sustitutos para ligamentos CC, posible rigidez mayor a lo normal.
<i>Fijación AC y CC, sin aumentación biológica</i>	Presenta sustituto para ligamentos AC, posible rigidez mayor a lo normal.	Presenta sustitutos para ligamentos CC, posible rigidez mayor a lo normal.
<i>Fijación CC y aumentación isquiotibial sin aumentación AC</i>	No presenta sustitutos para ligamentos AC, posible pérdida de estabilidad Horizontal.	Presenta sustitutos para ligamentos CC, posible rigidez mayor a lo normal.

En las curvas de esfuerzo máximo obtenidas, es posible observar unos “queiebres”, esto se explica debido a que para aplicar el desplazamiento requerido solo se utilizaron 10 puntos para cada eje de rotación (Ver Figura 34 y 35), siendo estos grados de rotación a los que debe llegar cada hueso, provocando drásticos cambios en la dirección del desplazamiento y, por lo tanto, un movimiento que no es suave en esos puntos. Para obtener un resultado que represente la realidad, sería necesario obtener la posición en cada instante del desplazamiento.

6 Conclusiones

La biomecánica ha sido utilizada en ámbito de la medicina, permitiendo así, mejorar la eficacia de algunos procedimientos quirúrgicos, así como también cambios y aparición de novedosos métodos. En ese contexto, se realizó un estudio de variados tratamientos quirúrgicos para luxaciones acromioclaviculares y distintos estudios FEM afines al tema.

Obtener modelos en 3D de articulaciones es de gran ayuda para mejorar las simulaciones y así tratar de recrear la realidad. Utilizando imágenes de TAC (Tomografía Axial Computarizada), se logró reconstruir los componentes óseos de la articulación acromioclavicular y con la utilización de MeshMixer, un software de modelación 3D, se reconstruyeron los ligamentos correspondientes, AC postero superior y anteroinferior para la unión de escápula en el acromion y el extremo acromial de la clavícula, y ligamentos CC Trapezoide y Conoide para la unión del cuerpo de la clavícula con el apófisis coracoides, generando así un modelo realista de un conjunto articular completamente sano. Por otro lado, fue necesario realizar tres modelos de reconstrucción AC, utilizando SpaceClaim, un software CAD se generaron los modelos de Fijación CC y aumentación ligamentaria AC, Fijación AC y CC, sin aumentación biológica, Fijación CC y Aumentación isquiotibial sin aumentación AC, todos métodos quirúrgicos utilizados en la actualidad.

Las simulaciones FEM tienen entre sus ventajas el poder hacer pruebas sintéticas, más económicas, sin incomodidad de los pacientes, y en muchos casos de manera más simple, es por esta razón que se realizaron cuatro simulaciones de un movimiento de abducción, una para el modelo base de hombro sano y otras tres para los modelos de reconstrucción. El software utilizado fue ANSYS 2020R2.

Al analizar los resultados obtenidos, es posible obtener una respuesta, desde un punto de vista ingenieril, sobre qué método de reconstrucción es similar al modelo base. El modelo con aumentación ligamentaria AC, a pesar de presentar niveles comparables de esfuerzo entre el

injerto y el ligamento AC Posterossuperior hasta los 90° de elevación humeral este método, presenta para el final del recorrido, una diferencia máxima de 2,50[MPa] con respecto al AC Anteroinferior, y además carece de un elemento para reemplazar al ligamento AC postero superior, generando una posible pérdida de estabilidad horizontal que este ligamento aporta; mientras que el modelo que utiliza aumentación isquiotibial es un buen candidato para reemplazar el ligamento Conoide y Trapezoide, lo anterior debido a sus niveles de esfuerzo comparables hasta los 100° de elevación humeral, a pesar de esto, la reconstrucción presenta diferencias cercanas a 2,1[MPa] hacia el final del recorrido y no entrega soporte de ningún tipo en la articulación AC, pudiendo desencadenar traslaciones horizontales más amplias que en el modelo con aumentación ligamentaria AC.

En el modelo con fijación AC, elemento de sutura que entrega soporte a la articulación AC, está sometido a un esfuerzo mucho mayor que los injertos biológicos que, al ser un elemento con mayor rigidez, podría desencadenar en limitar la amplitud de movimientos de la articulación.

Por otro lado, los tres modelos poseen la utilización del método doble botón y, por lo tanto, de fibras, elementos altamente rígidos que al compararlos con los elementos biológicos base entregaría una buena estabilidad vertical a la articulación, pero que, podría conllevar a una pérdida o limitaciones en la movilidad del hombro. Con lo anterior ya dicho, el método de Fijación CC y aumentación ligamentaria AC podría presentar los mejores resultados; aun así, es necesario un estudio completo y más a fondo.

Un punto importante corresponde a tener en cuenta es que, los resultados proponen que los ligamentos Conoide y Trapezoide podrían ser los cuerpos biológicos que entregan mayor estabilidad articular para este movimiento, siendo sometidos a esfuerzos de 10,86[MPa] y 6,23[MPa] respectivamente, a diferencia de los ligamentos AC Posterossuperior y Anteroinferior que fueron sometidos a esfuerzos de 2,32[MPa] y 4,05[MPa] respectivamente.

Con los resultados obtenidos y desde un punto de vista ingenieril, se propone un cuarto modelo de reconstrucción basado en injertos biológicos, utilizando la transferencia del ligamento CA y el injerto isquiotibial, los cuales podrían suplir de buena manera los elementos dañados, este para ser estudiado en un trabajo futuro.

Se considera que un estudio más profundo de las propiedades mecánicas de los elementos utilizadas podría mejorar los resultados, la utilización de isotropía puede conllevar a una sobrestimación de esfuerzos en los cuerpos por lo que, analizar la anisotropía de los sólidos ayudaría a reducir los esfuerzos para obtener resultados más realistas y correctos, junto con esto, observar la viscoelasticidad podría ayudar a trabajar con cargas cíclicas y simular condiciones de trabajo lo más parecidas a la vida diaria de una persona o bien, aplicarse para una investigación con deportistas. Por otro lado, un estudio experimental *in Vitro* sería interesante de reproducir y ayudaría a la validación del modelo.

La utilización de un modelo cinemático tiene ventajas, una de ellas es la posibilidad de controlar el movimiento y deformación de los elementos, pero a su vez no es posible observar un comportamiento más realista del modelo. Al utilizar un modelo dinámico, es posible generar cargas comparables a la vida cotidiana y estimar el comportamiento de los modelos de reconstrucción en condiciones normales. La utilización de ambos modelos ayuda a mejorar la comprensión del complejo articular.

Finalmente, la utilización de un método de reconstrucción en desmedro de otro dependerá no solo del tipo de lesión, sino que también, del conocimiento y preferencias del médico tratante, así como también del estilo de vida que lleve el paciente.

Anexo A

Un material hiperelástico presenta una relación constitutiva, que está dada por la expresión:

$$s = \frac{\partial W}{\partial E} \quad (1)$$

Con,

$$W(R, E) = \rho_0 \psi \quad (2)$$

La cual representa la función de densidad de energía de deformación por unidad de volumen, s corresponde al 1° tensor de tensiones de Piola-Kirchoff, E el tensor de deformaciones, R el vector posición del cuerpo no deformado y ψ la función de energía libre.

$$\psi = \psi(R, E) \quad (3)$$

Si la deformación es isotérmica, es decir, $\dot{T} = 0$, y además ρ_0 que representa la densidad del cuerpo sin deformaciones que es independiente de la deformación que podría sufrir.

Las propiedades mecánicas de los materiales llamados hiperelásticos son completamente caracterizadas por una función de densidad de deformación escalar, W . Por lo tanto, la relación presentada anteriormente puede ser escrita directamente en forma de tensores de tensión de Cauchy y Piola-Kirchoff (1°):

$$\sigma = J^{-1} F \cdot \frac{\partial W}{\partial E} \cdot F^T \quad (4)$$

$$t = \frac{\partial W}{\partial E} \cdot F^T \quad (5)$$

En que F representa al gradiente de deformaciones y J es la matriz Jacobiana. De esta forma, las relaciones constitutivas de los materiales son:

$$\sigma = J^{-1}F \cdot \frac{\partial W}{\partial E} \cdot F^T \quad (6)$$

$$t = \frac{\partial W}{\partial E} \cdot F^T = \frac{\partial W}{\partial F^T} \quad (7)$$

$$s = \frac{\partial W}{\partial E} \quad (8)$$

Por lo tanto, es posible escribir la función de densidad de energía de deformación, luego de alguna manipulación algebraica en termino de los invariantes de deformación.

$$W = W(I_1, I_2, I_3, I_4, I_5) \quad (9)$$

Con,

$$I_4 = \varepsilon_{44} \quad (10)$$

Y,

$$I_5 = \varepsilon_{31}^2 + \varepsilon_{23}^2 \quad (11)$$

En que I_i son los invariantes de deformación y ε_{ij} son los componentes del vector de deformación.

Cuando el cuerpo no está deformado, las propiedades de un material isotrópico son independientes de la dirección. Así, cambiar dos ejes coordenados no debería afectar la función de densidad de energía de deformación.

En materiales isotrópicos, I_4 y I_5 no son invariantes, y entonces la función W es simplemente:

$$W = W(I_1, I_2, I_3) \quad (12)$$

La mayoría de los tejidos blando, no presentan un comportamiento isotrópico, sin embargo, en el presente trabajo se aceptan la anisotropía y la incompresibilidad de los ligamentos. Por lo que $I_3 = 1$, llevando a

$$W = W(I_1, I_2) \quad (13)$$

A continuación, se presentará el modelo constitutivo a utilizar:

- Modelo constitutivo Arruda-Boyce:

El modelo de Arruda-Boyce [34] está motivado por el comportamiento de la deformación de la microestructura de los elastómeros. La asunción básica de este modelo es que las macromoléculas o moléculas en cadena están, en promedio, ubicadas a lo largo de las diagonales de una celda unitaria.

$$W = nk\theta N \left(\frac{r_{chain}}{Nl} \beta + \ln \frac{\beta}{\sinh \beta} \right) - \theta c' \quad (14)$$

Donde n es la densidad de cadena, N es el número estadístico de conexiones de largo l entre enlaces químicos [33], k la constante de Boltzmann, θ la temperatura, β es la función de Langevin inversa y c' es la combinación de las constantes y términos restantes.

$$\beta = \mathcal{L}^{-1} \left[\frac{r_{chain}}{Nl} \right] \quad (15)$$

$$r_0 = \sqrt{Nl} \quad (16)$$

$$r_{chain} = \sqrt{\frac{I_1 Nl}{3}} \quad (17)$$

$$\lambda_{chain} = \frac{r_{chain}}{r_0} = \sqrt{\frac{I_1}{3}} \quad (18)$$

$$\lambda_m = \sqrt{N} \quad (19)$$

En el trabajo de Bergstrom (2015) [32] se demuestra la precisión del modelo, siendo mayor que para modelos como Neo-Hookean y Mooney-Rivlin, además muestra que para una respuesta biaxial predice un esfuerzo ligeramente menor que la data experimental.

La función W puede ser descrita utilizando series de expansión. En general se utilizan los cinco primeros términos, los cuales son

$$W = nk\theta \left[\frac{1}{2}(I_1 - 3) + \frac{1}{20\lambda_m^2}(I_1^2 - 9) + \frac{11}{1050\lambda_m^4}(I_1^3 - 27) + \frac{19}{7000\lambda_m^6}(I_1^4 - 81) \right. \\ \left. + \frac{519}{673750\lambda_m^8}(I_1^5 - 243) \right] + \frac{1}{D} \left(\frac{J^2 - 1}{2} - \ln J \right) \quad (20)$$

Notar que la función W tiene un comportamiento no lineal y dependiente de I_1 , además que se ha considerado temperatura constante, es decir, no existen efectos de expansión térmica. Por otro lado, como se espera trabajar con un material incompresible, es necesario incluir un factor D_i de incompresibilidad y un factor J el cual corresponde a la relación de volumen.

- Modelo constitutivo Mooney-Rivlin:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) \quad (21)$$

Con C_{10} y C_{01} constantes obtenidas de manera experimental.

- Modelo constitutivo Neo-Hookean:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) \quad (22)$$

El cual utiliza siendo un caso especial del modelo de Mooney-Rivlin con $C_{01} = 0$, la primera invariante de deformación. Por otro lado, como se espera trabajar con un material incompresible, es necesario incluir un factor D_i de incompresibilidad, modificando la ecuación previamente descrita:

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 \quad (23)$$

Obteniendo un modelo constitutivo completo

Anexo B

Para lograr analizar distintas estructuras mediante el método de elementos finitos (FEM), es necesario realizar una aproximación de los cuerpos con un conjunto de elementos finitos discretos, ligados entre si por las fronteras de dichos elementos. Estas discretizaciones se pueden lograr con distintos tipos de elementos piramidales, tetraedros, hexaedros, etc.

En este trabajo se utilizaron elementos mayoritariamente elementos hexaédricos y tetraédricos para discretizar las estructuras anatómicas, a continuación, se presenta la formulación para los elementos tetraédricos.

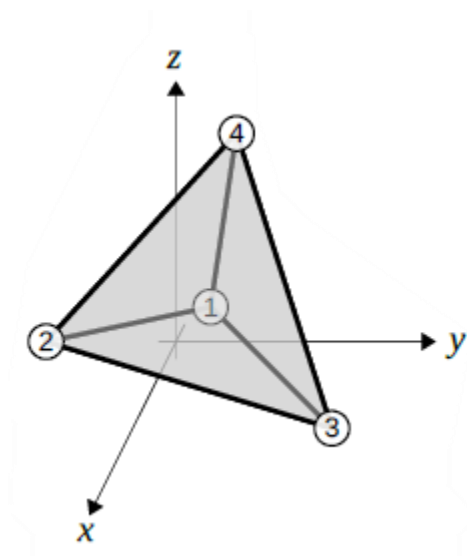


Figura 51:Elemento tetraédrico.

Considere un elemento tetraédrico de 4 nodos (1, 2 ,3 y 4), en un espacio definido por las coordenadas cartesianas (Ver Figura 49).

Para una estructura tridimensional tetraédrica se definen los desplazamientos de cada punto en las coordenadas cartesianas, donde el vector desplazamiento de un punto se define como:

$$u(x, y, z) = \begin{bmatrix} u(x, y, z) \\ v(x, y, z) \\ w(x, y, z) \end{bmatrix} \quad (24)$$

Un elemento tetraédrico de 4 nodos se caracteriza por los números de sus nodos 1, 2, 3 y 4, con sus respectivas coordenadas. Esta numeración sin embargo es local y tiene que crearse una correspondencia con la numeración global.

Tomando un elemento aislado, podemos expresar los desplazamientos cartesianos de un punto cualquiera en el interior del elemento en función de los desplazamientos de sus nodos introduciendo las funciones de forma N_i con $i = 1, 2, 3, 4$

$$u(x, y, z) = \sum_i N_i(x, y, z)u_i \quad (25)$$

$$v(x, y, z) = \sum_i N_i(x, y, z)v_i \quad (26)$$

$$w(x, y, z) = \sum_i N_i(x, y, z)w_i \quad (27)$$

donde u_i , v_i y w_i son los valores discretos de desplazamiento en los nodos. Como condición, una función de forma N debe valer uno en la coordenada del nodo i y cero en los nodos $j \neq i$.

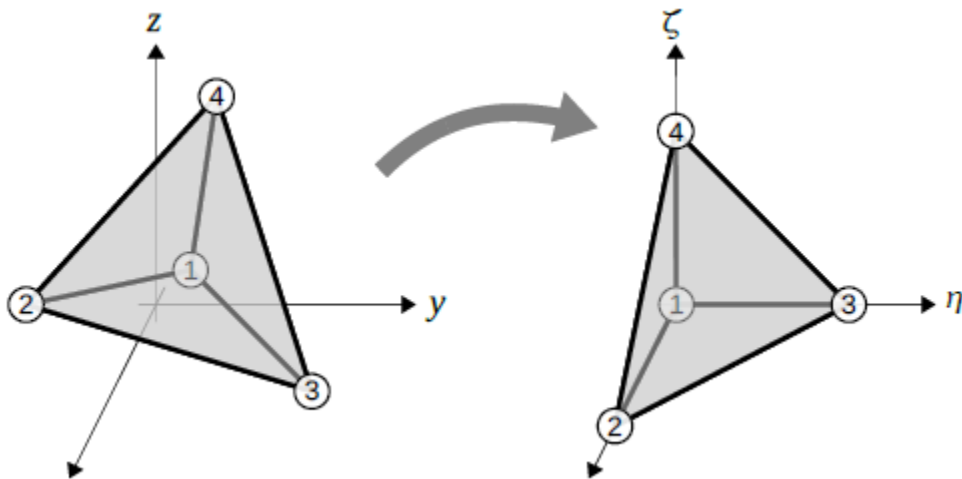


Figura 52: Cambio de coordenadas hacia un espacio normalizado.

Para obtener funciones de forma más simples y fáciles de trabajar, es conveniente hacer un mapeo a un espacio normalizado (Ver Figura X+1). Se definen entonces u, v y w en términos de las coordenadas normalizadas ρ, η y ζ , como se muestra

$$u(\rho, \eta, \zeta) = \sum_{i=1}^4 N_i(\rho, \eta, \zeta) u_i \quad (28)$$

$$v(\rho, \eta, \zeta) = \sum_{i=1}^4 N_i(\rho, \eta, \zeta) v_i \quad (29)$$

$$w(\rho, \eta, \zeta) = \sum_{i=1}^4 N_i(\rho, \eta, \zeta) w_i \quad (30)$$

Con lo que podemos definir las funciones de forma como

$$N_1 = 1 - \rho - \eta - \zeta \quad (31)$$

$$N_2 = \rho \quad (32)$$

$$N_3 = \eta \quad (33)$$

$$N_4 = \zeta \quad (34)$$

Las funciones de cambio de coordenadas serán

$$x(\rho, \eta, \zeta) = \sum_{i=1}^4 N_i(\rho, \eta, \zeta) x_i \quad (35)$$

$$y(\rho, \eta, \zeta) = \sum_{i=1}^4 N_i(\rho, \eta, \zeta) y_i \quad (36)$$

$$z(\rho, \eta, \zeta) = \sum_{i=1}^4 N_i(\rho, \eta, \zeta) z_i \quad (37)$$

Junto con lo anterior, es necesario definir el vector de deformaciones ϵ , el cual está descrito como

$$\varepsilon(x, y, z) = \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial u}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial z} \\ \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \end{bmatrix} \quad (38)$$

Donde ε_x , ε_y y ε_z son las deformaciones en el plano normal, mientras que γ_{xy} , γ_{yz} y γ_{zx} son las deformaciones por cizalladura.

Al realizar el cambio de coordenadas al vector de deformaciones, aplicar la regla de la cadena para las primeras derivadas y reordenando se obtiene

$$\varepsilon = \begin{bmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} & \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} & \frac{\partial N_i}{\partial y} \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial x} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \end{bmatrix} = \sum_i B_i u_i \rightarrow \varepsilon = Bu \quad (39)$$

El vector de tensiones σ se define como

$$\sigma = \begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{bmatrix} = D\varepsilon \quad (40)$$

Donde σ_x , σ_y y σ_z son las tensiones normales y τ_{xy} , τ_{yz} y τ_{zx} las tensiones tangenciales. Además, se define D, como la matriz constitutiva (Zienkiewicz, 2005, p. 196) para materiales isotrópicos que contiene las propiedades mecánicas del sólido a analizar.

$$D = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} \frac{1}{\nu} & \frac{\nu}{(1-\nu)(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{(1-\nu)(1-\nu)} & \frac{1}{\nu} & \frac{\nu}{(1-\nu)(1-\nu)} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{(1-\nu)(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)(1-\nu)} & \frac{1}{\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{1}{(1-\nu)(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)(1-\nu)} & \frac{\nu}{(1-\nu)(1-\nu)} & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (41)$$

Donde E es el modulo de Young y ν el coeficiente de Poisson.

Con lo ya descrito, es posible resolver un problema de elasticidad simple. Sin embargo, es necesario tener en consideración que la elección de un tipo de malla en comparación a otra puede tener un efecto en el resultado, la estabilidad y la convergencia del método. Por otro lado, a la hora de resolver problemas mediante FEM, las ecuaciones de equilibrio no se satisfacen exactamente en todos los puntos considerados, hay dos condiciones que deben cumplirse en cualquier malla.

La primera se refiere al equilibrio en los nodos, mientras que la segunda condición se refiere al equilibrio en el elemento.

Según la primera condición, la suma de las fuerzas nodal está en equilibrio con las fuerzas externas aplicadas. Respecto a la segunda condición, un elemento está en equilibrio cuando sus funciones de interpolación satisfacen las condiciones de convergencia.

Anexo C

A continuación, se muestra el código utilizado para determinar el valor teórico de esfuerzo para un material hiperelástico del tipo Arruda-Boyce, obtenido del capítulo 5 de *Mechanics of Solid Polymers: Theory and Computational Modeling*.

```
def invLangevin(x):
    EPS=spacing(1)
    if type(x)==float:
        if x>=1-EPS: x=1-EPS
        if x<=-1+EPS:x=-1+EPS
        if abs(x)<0.839:
            return 1.31435*tan(1.59*x)+0.911249*x
        return 1.0/(sign(x)-x)
    x[x>=1-EPS]=1-EPS
    x[x<=-1+EPS]=-1+EPS
    res=zeros(size(x))
    index=abs(x)<0.839
    res[index]=1.31435*tan(1.59*x[index])+0.911549*x[index]
    index=abs(x)>=0.839
    res[index]=1.0/(sign(x[index])-x[index])
    return res
#Uniaxial
def EightChain(trueStrain,params):
    mu=params[0]
    lambdaL=params[1]
    lam=exp(trueStrain)
    lamChain=sqrt((lam**2+2/lam)/3)
    return mu/lamChain * invLangevin(lamChain/lambdaL)/invLangevin(1/lambdaL) * (lam*lam-1/lam)
```

```
strain = linspace(0,1.3818,1001)
params=[0.981606388]
stress=NH(strain,params)
muVec=[0.795870249]
alphaVec=[25.]

paramsAB=[0.981601183,6.99988497]
trueStressAB= EightChain(strain,paramsAB)

plot(strain,stress, 'b-')

plot(strain,trueStressAB, 'g-')
xlabel('True Strain')
ylabel('True Stress [MPA]')
grid('on')
show()
```

Figura 53: Código en Python para calcular el valor teórico del esfuerzo para un material hiperelástico Arruda-Boyce

Anexo D

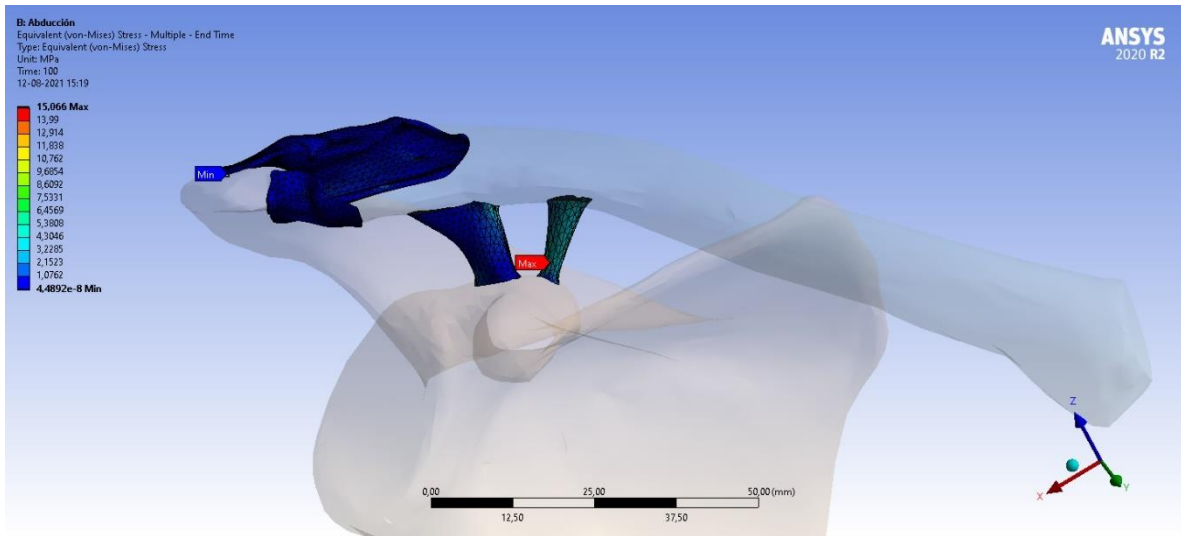


Figura 54: Ligamentos deformados en el final de la elevación humeral, para el modelo base.

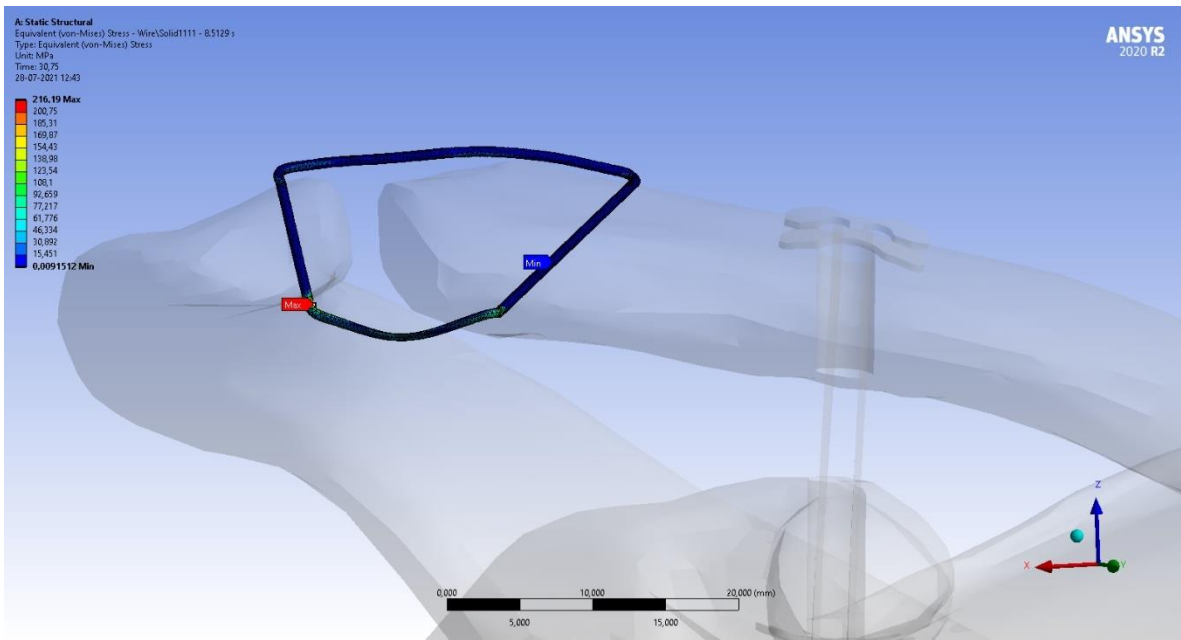


Figura 55: Sutura deformada a los 50° de elevación humeral para el modelo de aumentación AC y Fijación CC, sin aumentación biológica

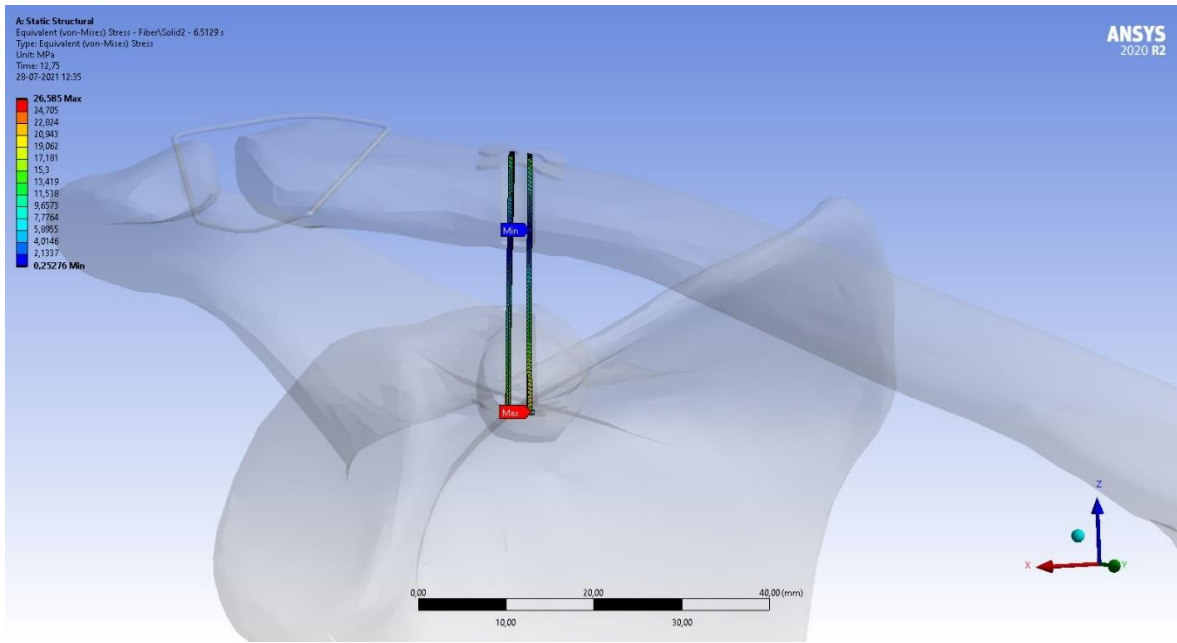


Figura 56: Fibra deformada a los 32° de elevación humeral para el modelo de aumentación AC y Fijación CC, sin aumentación biológica

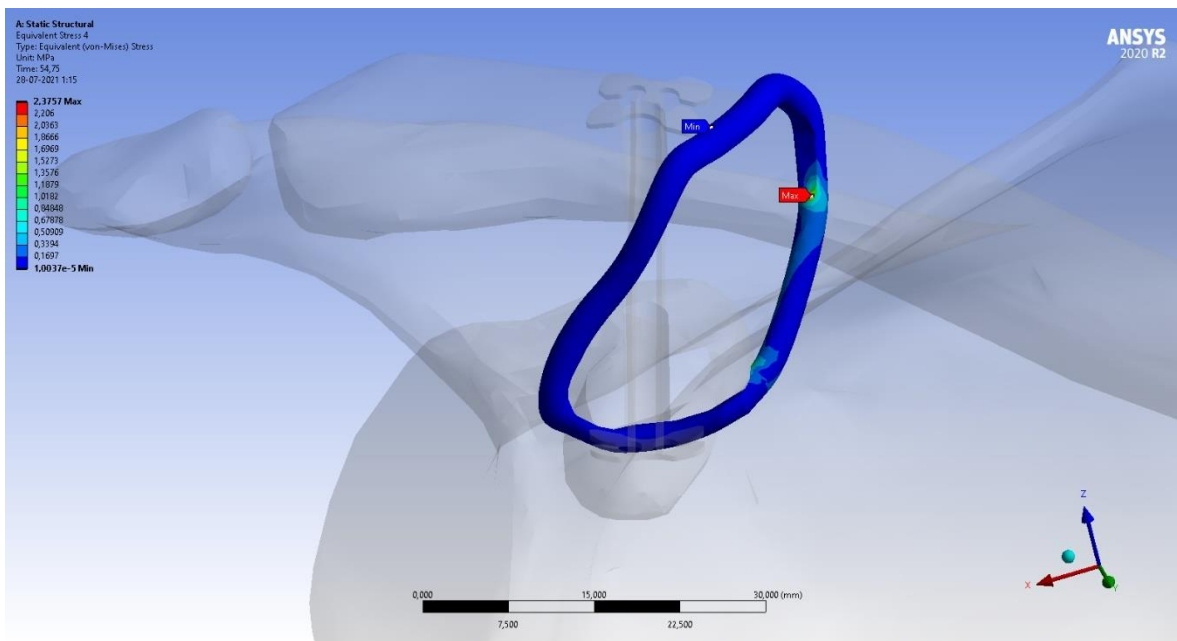


Figura 57: Injerto Isquiotibial deformado a los 75° de elevación humeral para el modelo de aumentación isquiotibial y Fijación CC

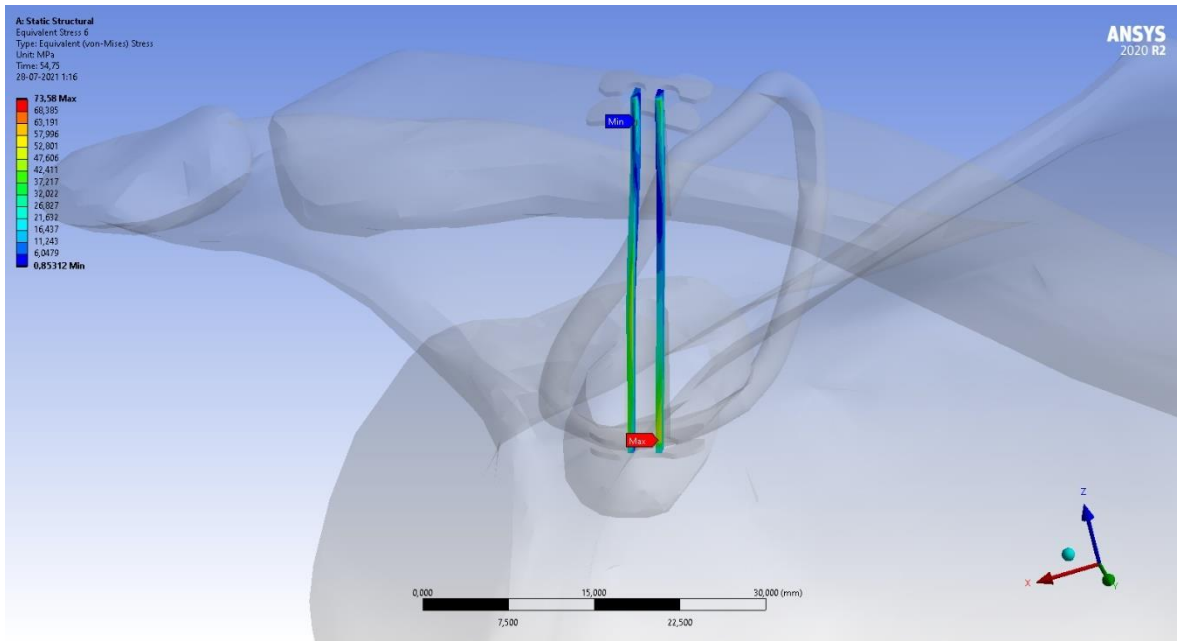


Figura 58: Fibra deformada a los 75° de elevación humeral para el modelo de aumentación isquiotibial y Fijación CC

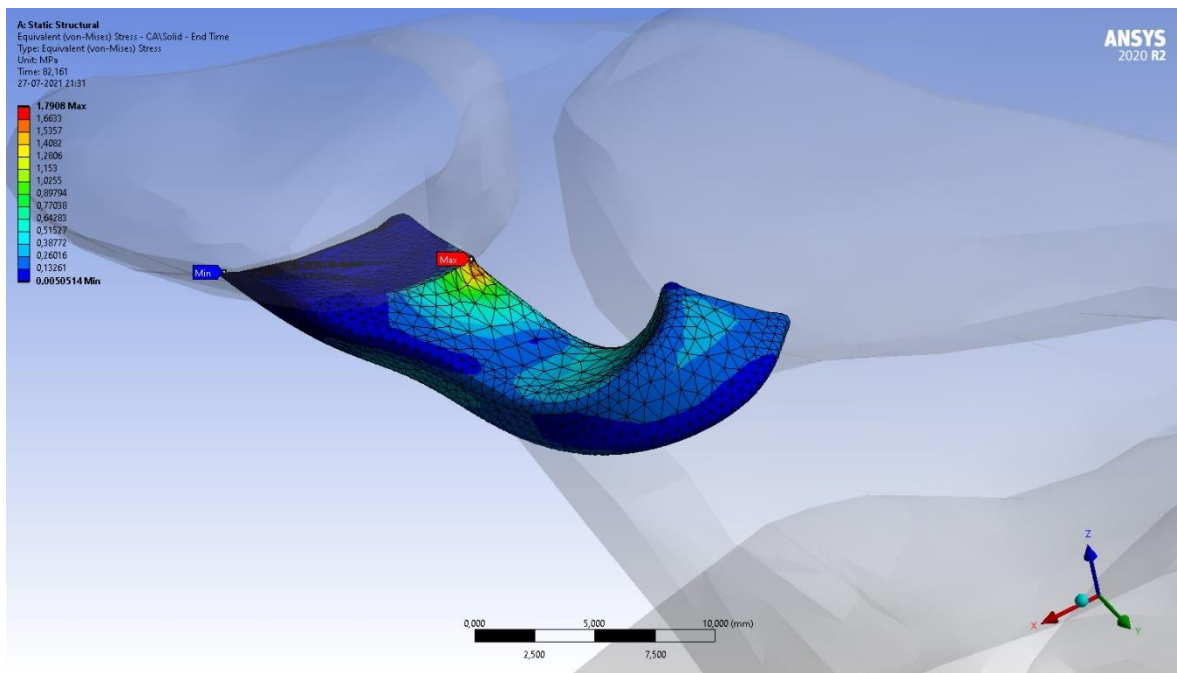


Figura 59: Ligamento Transferido deformado a los 100° de elevación humeral para el modelo de Transferencia AC y Fijación CC

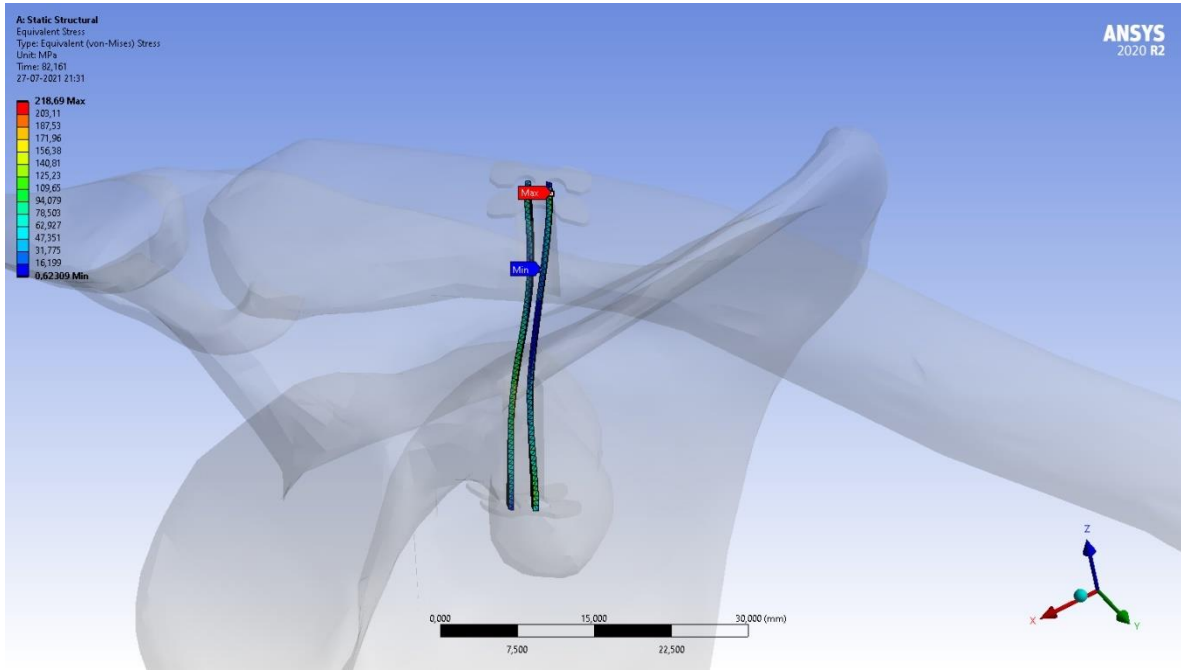


Figura 60: Fibra deformada a los 100° de elevación humeral para el modelo de Transferencia AC y Fijación CC

Referencias

- [1] Clavert, P., Meyer, A., Boyer, P., Gastaud, O., Barth, J., Duparc, F., & SFA (2015). *Complication rates and types of failure after arthroscopic acute acromioclavicular dislocation fixation. Prospective multicenter study of 116 cases.* Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR, 101(8 Suppl), S313–S316. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2015.09.012>
- [2] Cave EF. *Fractures and Other Injuries.* Academic Medicine 1958; 33: 757.
- [3] URIST M. R. (1959). *The treatment of dislocations of the acromioclavicular joint: a survey of the past decade.* American journal of surgery, 98, 423–431. [https://doi.org/10.1016/0002-9610\(59\)90535-5](https://doi.org/10.1016/0002-9610(59)90535-5)
- [4] Çalışal, E., & Uğur, L. (2020). *CoMparison of two methods for coracoclavicular ligament reconstruction: A finite element analysis.* Acta orthopaedica et traumatologica turcica, 54(2), 202–206. <https://doi.org/10.5152/j.aott.2020.02.288>
- [5] Sumanont, S., Nopamassiri, S., Boonrod, A., Apiwatanakul, P., Boonrod, A., & Phornphutkul, C. (2018). *Acromioclavicular joint dislocation: a Dog Bone button fixation alone versus Dog Bone button fixation augmented with acromioclavicular repair-a finite element analysis study.* European journal of orthopaedic surgery & traumatology : orthopedie traumatologie, 28(6), 1095–1101. <https://doi.org/10.1007/s00590-018-2186-y>
- [6] Gorbaty, J. D., Hsu, J. E., & Gee, A. O. (2017). *Classifications in Brief: Rockwood Classification of Acromioclavicular Joint Separations.* Clinical orthopaedics and related research, 475(1), 283–287. <https://doi.org/10.1007/s11999-016-5079-6>
- [7] Cibulas, A., Leyva, A., Cibulas, G., 2nd, Foss, M., Boron, A., Dennison, J., Gutterman, B., Kani, K., Porrino, J., Bancroft, L. W., & Scherer, K. (2019). *Acute Shoulder Injury.* Radiologic clinics of North America, 57(5), 883–896. <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2019.03.004>

- [8] Yushkevich, P. A., Piven, J., Hazlett, H. C., Smith, R. G., Ho, S., Gee, J. C., & Gerig, G. (2006). *User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: significantly improved efficiency and reliability*. *NeuroImage*, 31(3), 1116–1128. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.01.015>
- [9] Veeger, H. E., & van der Helm, F. C. (2007). *Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability*. *Journal of biomechanics*, 40(10), 2119–2129. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.10.016>
- [10] Drake, R. L., & Vogl, W. A. (2015). *Gray. Anatomía para estudiantes. Student consult (3ª edición)* (3.ª ed.). Elsevier.
- [11] Moore, K. L. (2013). *Clinically Oriented Anatomy. Keith L. Moore, Arthur F. Dalley II, Anne M.R. Agur* (7.ª ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- [12] Netter, F. H. (2011). *Atlas of Human Anatomy* (5.ª ed.). W B Saunders Co.
- [13] Kapandji, A. I. (2012). *Fisiología articular: Tomo 1. Miembro superior (Nva. Presentación)* (5.ª ed.). Editorial Médica Panamericana.
- [14] <https://lcni.uoregon.edu/>
- [15] <http://www.itksnap.org/pmwiki/pmwiki.php>
- [16] 3D Systems Inc., *Stereolithography Interface Specification*, 3D Systems Inc., Valencia, CA, June 1988.
- [17] Chahla, J., Marchetti, D. C., Moatshe, G., Ferrari, M. B., Sanchez, G., Brady, A. W., Pogorzelski, J., Lebus, G. F., Millett, P. J., LaPrade, R. F., & Provencher, M. T. (2018). *Quantitative Assessment of the Coracoacromial and the Coracoclavicular Ligaments With 3-Dimensional Mapping of the Coracoid Process Anatomy: A Cadaveric Study of Surgically Relevant Structures*. *Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 34(5), 1403–1411. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2017.11.033>

- [18] Nakazawa, M., Nimura, A., Mochizuki, T., Koizumi, M., Sato, T., & Akita, K. (2016). *The Orientation and Variation of the Acromioclavicular Ligament: An Anatomic Study*. The American journal of sports medicine, 44(10), 2690–2695. <https://doi.org/10.1177/0363546516651440>
- [19] Stine IA, Vangsness CT Jr. *Analysis of the capsule and ligament insertions about the acromioclavicular joint: a cadaveric study*. Arthroscopy. 2009;25(9):968-974. [doi:10.1016/j.arthro.2009.04.072](https://doi.org/10.1016/j.arthro.2009.04.072)
- [20] Iwamoto M, Miki K, Mohammad M, Nayef A, Yang KH, Begeman PC, King AI. *Development of a finite element model of the human shoulder*. Stapp Car Crash J. 2000 Nov;44:281-97. PMID: 17458732.
- [21] Correia, A.N., 2011. *Estudo da Biomecânica do Ombro*. Dissertação. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Mestrado Integrado em Engenharia Mecânica.
- [22] Kim, Y.S., Kim, I.-S., Yoo, Y.-S., Jang, S.-W., Yang, C.-J., 2015. *An Analysis of Stress Pattern in the Coracoclavicular Ligaments with Scapular Movements: A Cadaveric Study Using Finite Element Model..* [doi:10.5397/cise.2015.18.3.152](https://doi.org/10.5397/cise.2015.18.3.152)
- [23] Seo, Y. J., Yoo, Y. S., Noh, K. C., Song, S. Y., Lee, Y. B., Kim, H. J., & Kim, H. Y. (2012). *Dynamic function of coracoclavicular ligament at different shoulder abduction angles: a study using a 3-dimensional finite element model*. Arthroscopy : the journal of arthroscopic & related surgery : official publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association, 28(6), 778–787. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2012.04.001>
- [24] Metan, Shriniwas.S., Mohankumar, G.C., & Krishna, Prasad. (2016). *Sensitivity analysis of shoulder joint muscles by using the FEM model*. Biomaterials and Biomechanics in Bioengineering, 3(2), 115–127. <https://doi.org/10.12989/BME.2016.3.2.115>

- [25] Civan, O, Atmaca, H, Uğur, L. *Biomechanical coMparison of double versus triple button reconstruction techniques in patients with acromioclavicular joint dislocation*. Int J Med Robotics Comput Assist Surg. 2020; 16:e2057. <https://doi.org/10.1002/rcs.2057>
- [26] Menegaz, G. L., Gomide, L. C., & Araújo, C. A. (2019). *Biomechanical evaluation of acromioclavicular joint reconstructions using a 3-dimensional model based on the finite element method*. *Clinical biomechanics* (Bristol, Avon), 70, 170–176. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.09.002>
- [27] Yang, C., Lu, C., Chen, R., Yeh, M., Huang, T., Wu, J. (2014). *Finite element analysis for AC joint complex of human shoulder and its clinical applications*. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*. 26. <https://doi.org/10.4015/S1016237214500227>
- [28] Rockwood, C. A., Matsen, F. A., Fehring, E. V., Wirth, M. A., Lippitt, S. B., & Sperling, J. W. (2017). *Rockwood and Matsen's the Shoulder (5.a ed.)*. Elsevier Gezondheidszorg.
- [29] Zienkiewicz, O. C. (2005). *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals (English Edition) (6.a ed.)*. Butterworth-Heinemann.
- [30] Wu, G., van der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J., Makhsous, M., van Roy, P., Anglin, C., Nagels, J., Karduna, A.R., Mcquade, K., Wang, X.G., Werner, F.W., Buchholz, B., 2005. *ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand*. *Journal of Biomechanics* 38, 981–992.
- [31] Oki, S., Matsumura, N., Iwamoto, W., Ikegami, H., Kiriyama, Y., Nakamura, T., Toyama, Y., & Nagura, T. (2012). *The Function of the Acromioclavicular and Coracoclavicular Ligaments in Shoulder Motion: A Whole-Cadaver Study*. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(11), 2617–2626. <https://doi.org/10.1177/0363546512458571>
- [32] Bergstrom, J. S. (2015). *Mechanics of Solid Polymers: Theory and Computational Modeling* (1.a ed.). William Andrew.

- [33] Treloar, L. R. G. (2005). *The Physics of Rubber Elasticity (3.a ed.)*. Oxford University Press.
- [34] Ellen M. Arruda, Mary C. Boyce. *A three-dimensional constitutive model for the large stretch behavior of rubber elastic materials*. Journal of the Mechanics and Physics of Solids, Elsevier, 1993, 41 (2), pp.389-412. 10.1016/0022-5096(93)90013-6. hal-01390807
- [35] Orozco, G. A., Tanska, P., Mononen, M. E., Halonen, K. S., & Korhonen, R. K. (2018). *The effect of constitutive representations and structural constituents of ligaments on knee joint mechanics*. Scientific reports, 8(1), 2323. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-20739-w>
- [36] Dyrna, F., de Oliveira, C., Nowak, M., Voss, A., Obopilwe, E., Braun, S., Pauzenberger, L., Imhoff, A. B., Mazzocca, A. D., & Beitzel, K. (2018). *Risk of fracture of the acromion depends on size and orientation of acromial bone tunnels when performing acromioclavicular reconstruction*. Knee surgery, sports traumatology, arthroscopy : official journal of the ESSKA, 26(1), 275–284. <https://doi.org/10.1007/s00167-017-4728-y>
- [37] Dawson, P. A., Adamson, G. J., Pink, M. M., Kornswiet, M., Lin, S., Shankwiler, J. A., & Lee, T. Q. (2009). *Relative contribution of acromioclavicular joint capsule and coracoclavicular ligaments to acromioclavicular stability*. Journal of shoulder and elbow surgery, 18(2), 237–244. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2008.08.003>
- [38] Fukuda, K., Craig, E. V., An, K. N., Cofield, R. H., & Chao, E. Y. (1986). *Biomechanical study of the ligamentous system of the acromioclavicular joint*. The Journal of bone and joint surgery. American volume, 68(3), 434–440.
- [39] John J. Klimkiewicz, Gerald R. Williams, Jerry S. Sher, Andrew Karduna, John D. Des Jardins, Joseph P. Iannotti, *The acromioclavicular capsule as a restraint to posterior translation of the clavicle: A biomechanical analysis*, Journal of Shoulder and Elbow Surgery, Volume 8, Issue 2, 1999, Pages 119-124, ISSN 1058-2746. [https://doi.org/10.1016/S1058-2746\(99\)90003-4](https://doi.org/10.1016/S1058-2746(99)90003-4)
- [40] ANSYS, Inc. (2010, Diciembre). *ANSYS Mechanical Structural Nonlinearities* [PowerPoint presentation].