



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**  
**FACULTAD DE MEDICINA**  
**DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN**  
**HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA**  
**DR ERNESTO RAMOS BOURS**

**T E S I S**

**RESISTENCIA DE LA SUTURA DE POLIETILENTEREFTALATO EN LA PLASTIA  
CORACLAVICULAR: UN ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS**

**QUE PARA OBTENER LA ESPECIALIDAD DE ORTOPEDIA**

**PRESENTA:**  
**José Homero García Soto**

**TUTOR PRINCIPAL DE TESIS: David Lomelí Zamora**  
Hospital General del Estado "Dr. Ernesto Ramos Bours"

**COMITÉ TUTOR: Jaime Castillo Benavides**  
Hospital General del Estado "Dr. Ernesto Ramos Bours"

**Juan Pablo Contreras Félix**  
Hospital General del Estado "Dr. Ernesto Ramos Bours"

**Nohelia G. Pacheco Hoyos**  
Hospital General del Estado "Dr. Ernesto Ramos Bours"

**Carlos Josué Victoria Buitimea**  
Hospital General del Estado "Dr. Ernesto Ramos Bours"

**Hermosillo Sonora; 24 de mes de 2021**



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

**HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DR. ERNESTO RAMOS BOURS  
VOTO APROBATORIO DEL COMITÉ DE TESIS**

Hermosillo Sonora a 22 de septiembre de 2021

**DR. JORGE RUBÉN BEJAR CORNEJO  
DIVISIÓN DE ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN; HOSPITAL GENERAL DEL  
ESTADO DR. ERNESTO RAMOS BOURS**

**A/A: COORDINACIÓN DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

Por medio de la presente hacemos constar que hemos revisado el trabajo del médico residente de cuarto año: **José Homero García Soto** de la especialidad de **Ortopedia**. Una vez revisado el trabajo y tras la evaluación del proyecto por medio de seminarios hemos decidido emitir nuestro voto aprobatorio para que el sustentante presente su investigación en su defensa de examen y pueda continuar con su proceso de titulación para obtener su grado de médico especialista.



**David Lomelí Zamora  
Tutor principal**

**Jaime Castillo Benavides  
Asesor de tesis**



**Carlos Josué Victoria Buitimea  
Asesor de tesis**

**Juan Pablo Contreras Félix  
Asesor de tesis**



**Nohelia Pacheco Hoyos  
Asesor de tesis**



## **DEDICATORIA**

A mi familia entera, pero especialmente a mi madre, que ha tolerado, y sigue, acompañándome en el largo camino de la medicina. Sin ella... bueno, sin ella ni siquiera podría estar escribiendo. Gracias, mamá. A mis hermanos, con quienes tuve mis presencias y ausencias en casa: son los bastones en los que me sostengo. A mi novia, con quien comparto las felicidades y las tristezas y quien me motiva día con día a superarme, y con quien viví la difícil pero bonita experiencia de la residencia, porque sin ella no lo hubiera soportado.

A Dios, por darme ese inmerecido amor que me lleva a entregarlo a los demás.

A todos mis maestros en el hospital, principalmente al Dr. David Lomelí Zamora, pilar irremplazable de mi enseñanza, que con su paciencia diaria nos llevó por el mundo de la ortopedia. Al Dr. Juan Pablo Contreras Félix, jefe del servicio, siempre preocupado por el bienestar del servicio y la enseñanza de los residentes. Al Dr. Jaime Castillo Benavides, médico adscrito al servicio, quien nos mostró técnicas nuevas que despertaron la curiosidad, y al Dr. Carlos Josué Victoria Buitimea, médico adscrito que comparte sus conocimientos de la ortopedia y nos apoya de manera incondicional. Por último, y no por eso menos, a Nohelia Pacheco, quien nos acompañó de manera activa durante todo el proceso de creación de este trabajo, gracias por la paciencia. Y a mis compañeros residentes, tanto hacia arriba, abajo y a los lados. Fueron la familia dentro del hospital con quienes me formé. Gracias por sus enseñanzas.

## **INDICE**

<b>RESUMEN</b>	5
<b>INTRODUCCIÓN</b>	6
<b>PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN</b>	8
<b>OBJETIVOS</b>	10
<b>OBJETIVO GENERAL</b>	10
<b>OBJETIVOS PARTICULARES</b>	10
<b>HIPÓTESIS CIENTÍFICA</b>	11
<b>MARCO TEÒRICO</b>	12
<b>MATERIALES Y MÉTODOS</b>	21
<b>RESULTADOS Y DISCUSIÓN</b>	24
<b>CONCLUSIONES</b>	29
<b>LITERATURA CITADA</b>	30

## RESUMEN

Las lesiones de la articulación acromioclavicular son comunes en la población joven, practicantes de deportes de contacto, involucrando el 9-12% de las lesiones del hombro relacionadas a la articulación AC. La luxación acromioclavicular de alto grado (tipos III-V) es una lesión que altera la biomecánica del hombro y cuyos tratamientos descritos no restablecen satisfactoriamente la cinemática del mismo. En la actualidad, no existen estudios que determinen la fuerza y resistencia de la sutura de PET en la configuración anatómica de lazado coracoideo. Mediante el método de elementos finitos, se realizó una simulación por computadora de los elementos óseos de la articulación acromioclavicular, y una sutura PET lazando la apófisis coracoides, midiendo el estrés en la sutura y el fallo de la misma al aumentar esfuerzo sobre el acromion en dirección caudal. Se encontró que por cada Newton de carga se genera 1.48 MPa de esfuerzo en la sutura, llegando a una carga máxima de 257 N antes del fallo de la sutura, equivalente a 380.36 MPa de tensión. Se concluye que la configuración de lazado coracoideo es capaz de soportar cargas fisiológicas, y su resistencia es limitada en cargas extrafisiológicas para sustituir los esfuerzos de los ligamentos coracoclaviculares nativos.

## INTRODUCCIÓN

Las luxaciones acromioclaviculares representan alrededor del 10% de lesiones relacionadas con el hombro, y afectan principalmente a población entre la tercera y cuarta década de la vida, mayormente en atletas de deportes de contacto. La cinemática descrita consiste en una lesión progresiva de estructuras responsables de la estabilidad de esta articulación, comenzando por los ligamentos acromioclaviculares, ligamentos coracoclaviculares hasta alcanzar la desinserción de músculos como el deltoides y/o rotura de la fascia deltotrapezoidea. El tratamiento consiste en regresar la estabilidad de la articulación y esto se logra a través de la colocación de distintos dispositivos que permitan mantener la congruencia de la articulación bajo cargas fisiológicas.

Las luxaciones AC de alto grado (grados IV-VI, grado III en debate) requieren de un manejo quirúrgico debido al gran involucramiento de estabilizadores estáticos y dinámicos. Existen distintos implantes que pueden utilizarse para la reducción de la articulación AC al mismo tiempo que la mantienen estable. Sin embargo, con un nivel de rigidez elevado. El movimiento de la articulación acromioclavicular forma parte de un acoplamiento de los movimientos del hombro.

La sutura de polietilentereftalato (PET) es usada en cirugía ortopédica para la reparación de estructuras aponeuróticas, ligamentarias y tendinosas debido a su gran resistencia, siendo empleada en una serie de casos de luxación AC aguda con buenos resultados (El Shewy, 2011), generando conocimiento que apoya este tipo de implantes como una forma suficiente de aportar estabilidad a la articulación, siendo una herramienta al alcance en la mayoría de los hospitales. No existe evidencia del comportamiento biomecánico

de esta sutura de poliéster en luxaciones AC, mismo análisis que este estudio pretende aportar.



## **PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN**

La luxación acromioclavicular de alto grado (tipos III-V) es una lesión que altera la biomecánica del hombro, y cuyos tratamientos descritos<sup>8</sup> no restablecen satisfactoriamente la cinemática del mismo<sup>3, 10, 20</sup>. El tratamiento con suturas de diversos compuestos que sustituyen el funcionamiento de los ligamentos CC, como el polietilentereftalato, permite el movimiento estable de la articulación AC sin la necesidad de implantes metálicos<sup>11</sup>. No obstante, son necesarios mayor cantidad de estudios que respalden la resistencia de las configuraciones utilizadas con este material.

La sutura de polietilentereftalato (PET) es un poliéster trenzado recubierto por polibutilato, no absorbible, que tiene alta resistencia a la tensión<sup>2</sup>. Es utilizada en cirugía ortopédica para reparación de tendones y ligamentos, estructuras sometidas a fuerza tensil elevada. El uso de la sutura PET en el tratamiento de la luxación AC ha mostrado ser seguro, rápido, y una alternativa en países en desarrollo con límites en presupuesto e instrumental. A pesar de los buenos resultados reportados en series de casos, no hay estudios que determinen la fuerza y resistencia de la sutura de PET en configuraciones determinadas. Esto último, es el principal motivo para desarrollar la presente investigación cuyo objetivo es determinar esos valores en un modelo tridimensional mediante el método de elementos finitos. Este conocimiento permitirá comprender mejor el comportamiento de la sutura bajo cargas, lo que refuerza el respaldo científico para su uso en luxaciones agudas.

La cirugía de reducción de la luxación con sutura de PET ya está reportada en la literatura con El Shewy en 2011, teniendo buenos resultados clínicos postoperatorios a corto

y mediano plazo, pero sin un análisis biomecánico del mismo<sup>11</sup>. También se ha empleado en México por González en 2015, con una serie de casos donde utilizaron una técnica quirúrgica similar a El Shewy, pero con sutura distinta<sup>13</sup>. Sin embargo, no se encuentran evaluaciones biomecánicas en la literatura del empleo de sutura de PET en luxaciones AC agudas.

El uso de elementos finitos como investigación médica ha sido empleado anteriormente<sup>9, 18, 19</sup>. Permite realizar evaluaciones por computadora del comportamiento de un material determinado sometido a esfuerzos. De este modo, empleamos esta tecnología para registrar los esfuerzos a los que se somete la sutura de PET, y determinar de manera cualitativa y cuantitativa su capacidad de mantener la congruencia articular, complementando la línea de investigación. Además de que un análisis más extenso del comportamiento de la sutura es necesario para proveer información clínica que respalde su uso como opción terapéutica.

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Determinar cuantitativamente la resistencia de la configuración en lazo coracoideo con sutura de polietilentereftalato para luxaciones acromioclaviculares.

### **OBJETIVOS PARTICULARES**

Determinar el fallo de la sutura en lazo coracoideo bajo cargas extrafisiológicas.

## **HIPÓTESIS CIENTÍFICA**

Se espera que la resistencia de la configuración con sutura PET para luxaciones acromioclaviculares bajo carga fisiológica mantenga la estabilidad articular.

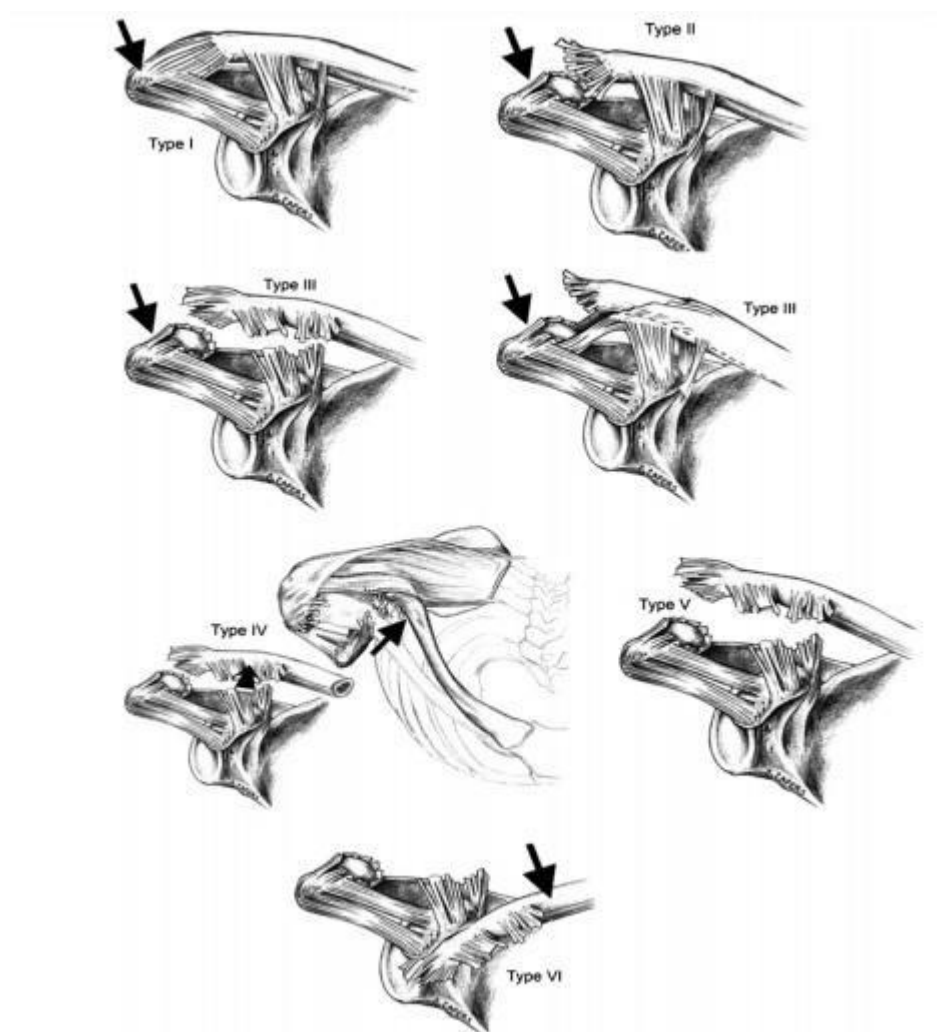
## MARCO TEÒRICO

### 1. Luxación acromioclavicular

Las lesiones de la articulación AC son comunes en la población joven y practicantes de deportes de contacto<sup>17, 38-40</sup>, involucrando el 9-12% de las lesiones del hombro relacionadas a la articulación AC, siendo la mitad en hombres de la tercera década de la vida. Estas lesiones son mayormente causadas por traumatismos laterales directos sobre el acromion con el brazo en aducción<sup>41</sup>. El mecanismo de lesión consiste en una fuerza ejercida sobre el acromion inferiormente mientras que la clavícula se mantiene en su posición anatómica resultando en una lesión secuencial de los ligamentos acromioclaviculares, y extendiéndose a los ligamentos CC, y finalmente afectando a la fascia de los músculos deltoides y trapecio<sup>21</sup>.

Las luxaciones de la articulación AC son clasificadas por Rockwood<sup>14</sup> en 1984, según el orden secuencial de las lesiones. Esta progresión de lesiones se describe de lateral a medial, y de menor a mayor severidad, de la siguiente manera: tipo I, consiste en un esguince parcial de los ligamentos AC sin alteración de los ligamentos CC; tipo II, se trata de un desgarro de los ligamentos AC, y esguince parcial de los CC; tipo III, incluye desgarro de los ligamentos AC y CC, con un desplazamiento de la clavícula del 25-100% comparado al lado contralateral; en el tipo IV encontramos rotura de los ligamentos AC y CC en conjunto con un desplazamiento posterior de la clavícula distal hacia la fascia trapezoidea; tipo V, consiste en una rotura de los ligamentos AC y CC, además de lesión del origen del músculo deltoides e inserción del músculo trapecio en la clavícula, lesionando la fascia de estos músculos, y

ocasionando un aumento en la distancia CC del 100-300%; y tipo VI, son el resultado de un desplazamiento inferior de la clavícula distal por debajo de la apófisis coracoides. La clasificación de Rockwood se ilustra en la Figura 1, notando la progresión secuencial antes descrita.



**Figura 1. Clasificación ilustrada de Rockwood (tomado de Beim GM. Acromioclavicular joint injuries. *J Athl Train.* 2000;35(3):261-7).**

La clasificación de Rockwood presenta dos subgrupos con base en el grado de intensidad de la lesión: tipos I y II de baja intensidad, y tipos III-VI de alta intensidad<sup>20</sup>, siendo asociados a lesiones intraarticulares glenohumerales, especialmente lesiones del

labrum superior. Durante la exploración de estas lesiones, los pacientes deben colocarse de pie debido a que el peso de la extremidad incrementa la deformidad, sobre todo en lesiones de bajo grado, donde la inspección no es evidente. Es posible observar abrasiones alrededor del hombro y en la prominencia distal de la clavícula. Puede estar presente equimosis e inflamación alrededor de la articulación AC como signos de esguince o rotura completa de los ligamentos AC. En la palpación podemos encontrar dolor al tocar la zona de la articulación, y los rangos de movimiento del hombro limitados por el mismo. Se debe tener a consideración la posibilidad de lesiones asociadas a la luxación AC, como lesiones nerviosas (de plexo braquial o nervio periférico), lesiones vasculares, capsuloligamentarias de articulaciones asociadas, y óseas.

La modalidad imagenológica inicial incluye radiografías simples que nos ayudan a diagnosticar y clasificar estas lesiones. Este método es de elección, e incluye las proyecciones anteroposterior estándar y verdadera de hombro, además de proyecciones adicionales como la de Zanca (Figura 2) y axilar<sup>4</sup>.



**Figura 2. Proyección de Zanca. Se observan ambas articulaciones acromioclaviculares con una inclinación cefálica de 10-15°, notándose la lesión de la articulación derecha (lado izquierdo de la imagen) comparada con la articulación derecha sana (lado derecho de la imagen) (tomado de Li X, Ma R, Bedi A, et al. Management of acromioclavicular joint injuries. J Bone Joint Surg Am. 2014;96(1):73-84).**

## **2. Anatomía funcional de la articulación acromioclavicular**

La articulación acromioclavicular es una diartrosis sinovial separada por un disco fibrocartilaginoso, se encuentra reforzada por los ligamentos acromioclaviculares: anterior, posterior, superior e inferior. El músculo deltoides y trapecio junto a la fascia deltotrapezoidal, proveen una estabilización pasiva de la clavícula lateral. Hay dos ligamentos coracoclaviculares: el conoide, cuya punta se inserta en la porción posteromedial de la base de la apófisis coracoides y su base se inserta a 46 mm de la articulación acromioclavicular en la región posterior de la clavícula, y el trapezoide que se origina en la apófisis coracoides anterior y lateral a la inserción del conoide y se extiende en sentido superior a 26 mm de la articulación acromioclavicular en la región anterior de la clavícula.

La estabilidad de la articulación acromioclavicular se compone de elementos estáticos y dinámicos<sup>36, 37</sup>. Estos, se describen a continuación:

- a) Elementos estáticos: Confieren el 60% de la estabilidad, y son los ligamentos acromioclaviculares (ligamentos anterior, posterior, superior e inferior), menisco intraarticular, ligamentos coracoclaviculares (ligamentos conoide y trapezoide) y la fascia deltotrapezoidal.
- b) Elementos dinámicos: Responsables del 40% de la estabilidad de la articulación, los músculos deltoides y trapecio.

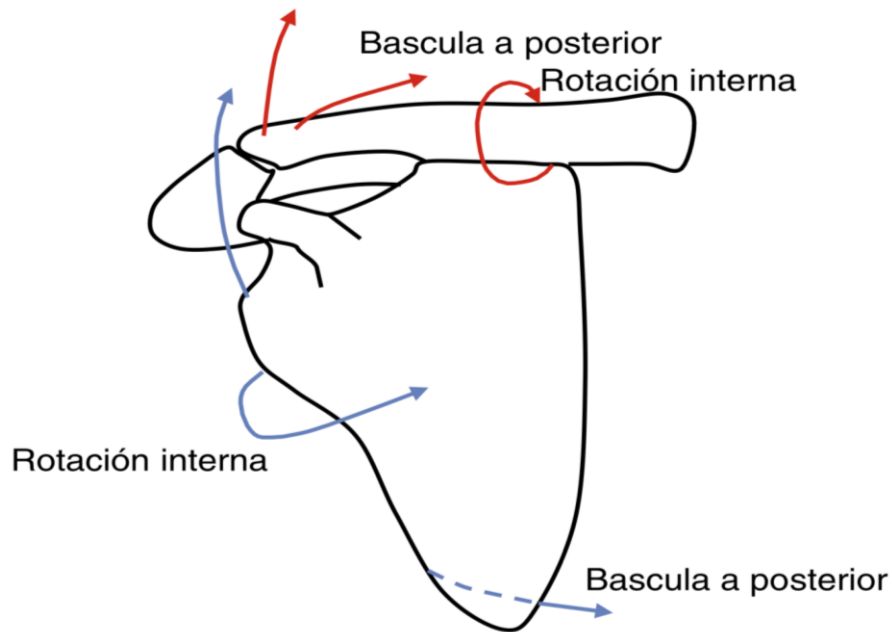
La función conjunta de los ligamentos acromioclaviculares y coracoclaviculares es transmitir las fuerzas y el peso de la extremidad superior a la clavícula y de ésta al tórax. También se encargan de dirigir el movimiento de la clavícula durante los movimientos del hombro en todas las direcciones.



### **3. Biomecánica de la articulación acromioclavicular**

La biomecánica es la aplicación de las leyes de la mecánica en los seres vivos. Por lo tanto, la biomecánica abarca todas las acciones que se ejercen sobre la estructura de soporte del cuerpo, las cargas, los esfuerzos y la respuesta a los mismos, así como las deformaciones plástica y elásticas, con sus consecuencias y efectos a corto, mediano y largo plazo. Los conocimientos de la biomecánica nos ayudan a comprender las fuerzas físicas a las que está sometido el segmento o sujeto anatómico de estudio, y así abordar las maneras físicas en las que se pueden tratar los problemas musculoesqueléticos.

En cuanto a los movimientos, la elevación completa del hombro se acompaña de 40-50° de rotación longitudinal, 11-15° de elevación y 15-30° de retracción de la clavícula. A pesar de que la porción distal de la clavícula tiene poco movimiento, la cinemática del hombro se permite en gran parte por su forma de S itálica, donde su mayor rotación es en la porción esternal (promedio de 31°), como se muestra en la Figura 3. A su vez, el movimiento de la clavícula está acoplado al movimiento escapular, unidos a través de la articulación AC y los ligamentos CC.



**Figura 3. Descripción de los movimientos de la clavícula y la escápula durante la abducción del brazo (tomado de Cuéllar A, Cuéllar R. Anatomía y función de la articulación acromioclavicular. *Rev Esp Artrosc Cir Articul.* 2015;22:3-10).**

La anatomía de los ligamentos AC provee estabilidad y ayuda a guiar coordinadamente el movimiento del hombro. A través de estudios cadavéricos, se ha determinado la participación de los ligamentos AC en las cargas fisiológicas de la extremidad superior, aportando el 90% de la estabilidad anteroposterior en conjunto con la cápsula articular, y cómo al ser seccionados incrementa en 100% la traslación anteroposterior pero no la superior, aumentando el estrés sobre los ligamentos CC.

Los ligamentos CC, conoide y trapezoide, son los más importantes para fuerzas mayores que pasan a través de la articulación AC. Estos ligamentos actúan en conjunto para evitar el desplazamiento superior de la articulación, demostrando fuerza combinada al fallo de entre 450 - 750 N. El ligamento conoide es el principal restrictor del desplazamiento superior de la clavícula, y de manera secundaria evita la traslación anterior de la misma. En

experimentos cadavéricos, se ha demostrado que, en cargas al fallo del desplazamiento superior de la clavícula, el ligamento conoide falla antes que el trapezoide. El ligamento trapezoide es el principal restrictor del desplazamiento lateral de la clavícula en cargas compresivas, y tiene un papel importante en la estabilidad posterior de la misma. La disección experimental de este ligamento resulta en un incremento de 124% de la traslación posterior.

La participación de la fascia de los músculos deltoides y trapecio, tienen un papel importante en la estabilidad dinámica de la articulación AC. Sin embargo, aún no determinada cuantitativamente.

#### **4. Tratamiento de las luxaciones acromioclaviculares y la sutura PET**

La revisión de la literatura nos permite notar que el tratamiento quirúrgico para lesiones de la articulación AC de alta intensidad es muy variado, con resultados diversos, pero sin lograr resultados totalmente satisfactorios ni consensos<sup>5</sup>. Se han utilizado implantes rígidos (tornillo de Bosworth, clavos Kirschner, placa gancho, etc.)<sup>7,42,43</sup>, semirígidos (como las suturas de varios compuestos), con uso de halo y autoinjerto e injerto sintético<sup>15, 44</sup>, cirugías a cielo abierto y técnica artroscópica<sup>1, 26</sup>. Las últimas publicaciones muestran la tendencia de utilización de implantes como los diferentes tipos de sutura con botones para el tratamiento de las lesiones Rockwood III-V, con buenos resultados reportados en el seguimiento a corto y mediano plazo<sup>6</sup>. Esta tendencia también se ha visto reflejada en casas comerciales que ofrecen novedosos sistemas para su tratamiento.

El poliéster es un co-polímero resultante de la condensación del etilenglicol y un poliácido, en este caso el terphthalato de metil. Se obtiene en forma de fibra y es termo

endurecido; tiene las ventajas de ser menos reactivo que la seda y con menor calibre que ésta. Está compuesta de multifilamentos trenzados que le otorgan una fuerza tensil alta; no se altera por la esterilización y tiene poca posibilidad carcinogénica. En el caso del Ethibond (Ethicon), el poliéster está recubierto con polibutilato, que es un radical monovalente extraído de un hidrocarburo, inerte y lubricante. La resistencia de esta sutura está reportada 247 N, siendo menos resistente en comparación con la sutura Fiber Wire, pero mayor al nylon, vicryl y prolene.

En 2011, El Shwey publicó una serie de 21 casos de luxaciones acromioclaviculares agudas de tipo III-V, utilizando como implante la sutura no absorbible no. 5 de PET (Ethibond) con la técnica descrita como “de lazado”, obteniendo como resultado la persistencia de la reducción de la articulación AC en 20 casos (95.24%). Y en 2015, González y Morales en un resultado preliminar de una serie de 16 casos de luxaciones agudas, utilizaron sutura PDS (Fiber Wire no. 2) con una técnica de plastía anatómica consistiendo en 2 orificios en la clavícula distal (a 25 y 45 mm de la articulación AC) y una lazada a la apófisis coracoides, con buen resultado postoperatorio inmediato, sin reportar seguimiento de los casos<sup>13</sup>.

## **5. Estudio de elementos finitos**

El uso de modelos de simulación, introducido para el campo de la bioingeniería, a través del método de elementos finitos, ha probado ser apropiado para el estudio del comportamiento de las unidades fisiológicas. Nos permite conocer los cambios biomecánicos que ocurren después de las prótesis u osteosíntesis, implantes y respuesta biológica del hueso a los cambios biomecánicos.

El método de elementos finitos consiste en dividir un cuerpo o estructura en un conjunto de subdominios geoméricamente simples llamados elementos finitos, sobre el que están definidas ciertas ecuaciones integrales que caracterizan el comportamiento del problema, cada elemento está unido a otro mediante nodos. Sobre cada elemento finito, las funciones de aproximación se derivan bajo la idea básica de que cualquier función continua puede ser representada por una combinación lineal de polinomios algebraicos. Se obtienen relaciones algebraicas entre los coeficientes no determinados satisfaciendo las ecuaciones que rigen, a menudo un sentido integral en cada elemento. Típicamente, el método del elemento finito se programa computacionalmente para calcular el campo de desplazamiento y posteriormente a través de relaciones cinemáticas, deformaciones y tensiones.

Iwamoto et al., (2000) desarrollaron un modelo por computadora de un hombro humano con el propósito de comprender los mecanismos cinemáticos que involucran el papel protector del hombro sobre el tórax humano, creando un modelo de elementos finitos con este objetivo<sup>19</sup>. A partir de ese momento, esfuerzos se llevaron a cabo para alcanzar reproducir de forma precisa la anatomía<sup>18</sup>. Más recientemente, Lima et al. en 2019 realizaron un análisis biomecánico de la articulación AC en elementos finitos, y compararon distintas técnicas de plastia CC bajo éste método<sup>22</sup>, y Çalıřal y Uğur en 2000, detallaron el estrés máximo de diferentes técnicas de plastias CC con elementos finitos<sup>9</sup>.

## **MATERIALES Y MÉTODOS**

### **Tipo de estudio:**

- Se presenta un estudio exploratorio básico, por método de elementos finitos, ya que el investigador manipula y controla el factor de estudio. El proyecto es explicativo y de temporalidad prospectiva.

### **Especificaciones generales:**

- Método de observación: Transversal.
- Temporalidad: Prospectivo.
- Diseño de estudio: Muestreo no probabilístico.
- Tipo de análisis: Elementos finitos.
- Alcance del estudio: Explicativo.

### **Especificaciones de la muestra:**

- Las simulaciones se realizaron mediante el programa de Diseño Asistido por Computadora (CAD), Comsol Multiphysics, SolidWorks y MIMICS. Se trabajó con un modelo único simulado de un hombro (estructuras óseas: clavícula y escápula) y sutura de material PET, como se describe más adelante.

### **Período de estudio:**

- El modelado tridimensional en computadora se llevó a cabo en agosto del 2021 y la simulación se completó en septiembre de 2021.

**Aspectos éticos de la investigación:**

- No requiere de revisión de aspectos éticos debido a que no incluye personas, cadáveres o animales para su realización.

**Recursos humanos:**

- Residente de ortopedia y traumatología.
- Ingeniero mecatrónico.

**Recursos físicos:**

- Ordenador personal marca ASUS G531gt-bq095t

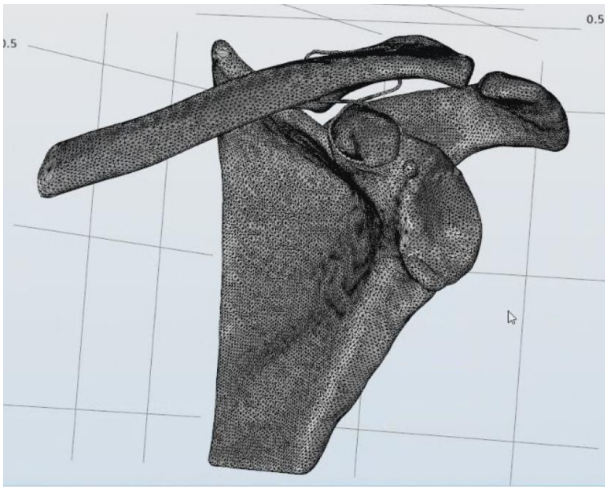
**Recursos financieros:**

- El material para análisis y manejo de datos fue proporcionado por el personal investigador.

**Descripción general del estudio:**

- Se obtuvo una tomografía axial computarizada de un hombro izquierdo, de un masculino de 21 años, sin patología articular u ósea de la articulación AC y ligamentos AC y CC. Se procesó la imagen de formato DICOM en formato CAD mediante el software Materialise Mimics (V 24) para modelado, preservando clavícula y escápula. Los elementos articulares de la AC, y los ligamentos tanto AC y CC se retiraron en el proceso de modelado. Se realizó enmallado de los elementos óseos para poder realizar y cuantificar pruebas sometidas a los elementos en Comsol Multiphysics (V 5.5).

- Posteriormente, se extrajo el archivo a SolidWorks (V 2019) donde se modeló la sutura de PET no. 5 (correspondiente a 0.88 mm de diámetro), realizando dos perforaciones en la clavícula (a 25 y 45 mm de la articulación AC) de 3.2 mm de diámetro, y lazando la apófisis coracoides de forma cruzada alrededor de su base.
- Una vez modelado el sistema óseo y la sutura (Figura 4), se aplicó una carga de 35 N y fue progresando hasta determinar el fallo. La fuerza se aplicó en dirección caudal a partir del borde superior y central del acromion, cuantificando los cambios que presentó la sutura durante el análisis.
- Se determinó el fallo como el desplazamiento mayor de 3 mm o rotura de la sutura para determinar el límite de resistencia con la configuración empleada.
- El módulo elástico del hueso (módulo de Young) se estableció en 11,000 MPa con un coeficiente de Poisson de 0.3 N/D. Los valores para la sutura fueron densidad 1870 kg/m<sup>3</sup>, módulo elástico 10,860 MPa y coeficiente de Poisson .35 N/D.



**Figura 4. Modelo en elementos finitos de los elementos óseos de la articulación acromioclavicular con el diseño de la sutura lazando la apófisis coracoides.**

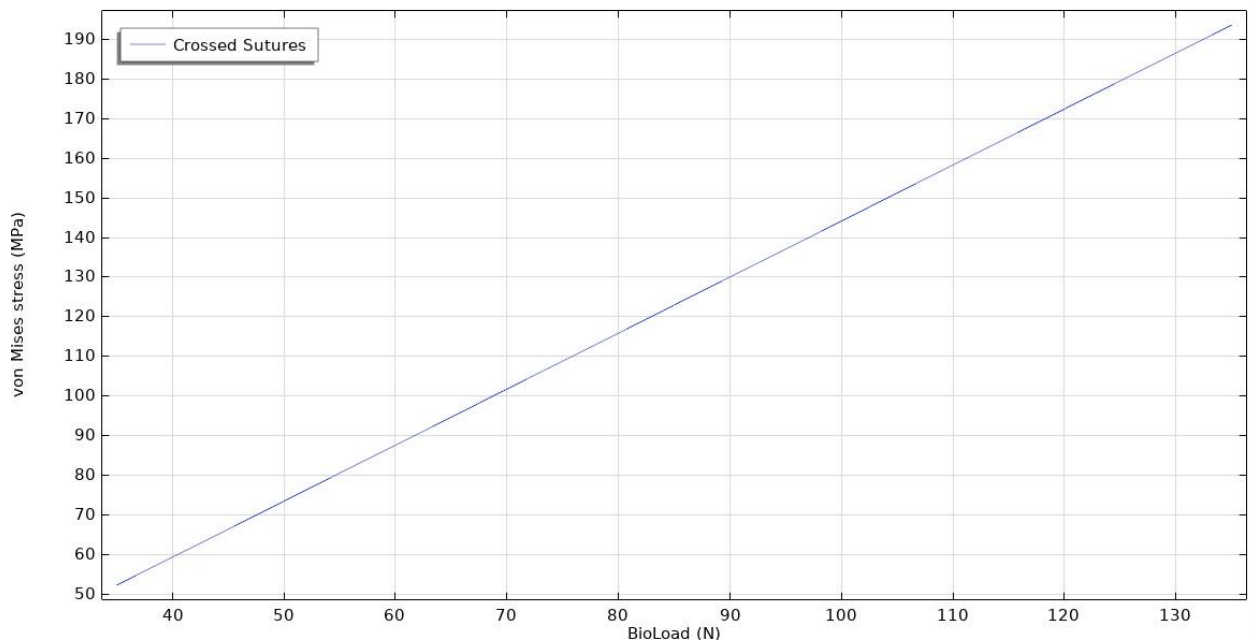


## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A partir de un modelo de 130,000 elementos obtuvimos los siguientes resultados. Se realizaron simulaciones bajo la técnica previamente descrita (figura 5), encontrando resultados favorables en relación a la resistencia de la sutura PET bajo cargas fisiológicas y extrafisiológicas.



Figura 5. Modelo de elementos finitos de la articulación acromioclavicular (componentes óseos) y sutura con lazado coracoideo.



**Gráfica 1. Se muestra la relación entre la carga en Newtons (N) y el estrés generado en la sutura representado en MegaPascales (MPa).**

Se encontró que al aumentar la fuerza en sentido caudal, incrementaba de manera directamente proporcional la tensión de la sutura, siendo bajo cargas fisiológicas de 52 MPa. La gráfica 1 muestra el incremento de 1.48 MPa en la sutura por cada N de esfuerzo empleado sobre el acromion. Estos resultados fueron lineales hasta los 257 N correspondiendo a 380.36 MPa, donde encontramos el fallo de la sutura. En la tabla 1 se observa el resumen del comportamiento de la sutura en relación a la carga empleada hasta llegar al fallo.

Carga (N)	Tensión (MPa)
1	1.48
35	51.8
65	96.2
130	192.4
195	288.6
257	380.36

Tabla 1. Relación entre la carga empleada y la tensión generada en la sutura.

Una plastia realizada de manera anatómica sustituyendo los ligamentos coracoclaviculares con sutura PET en configuración de lazado coracoideo soporta una carga de 380.35 MPa antes de presentar fallo.

El sitio de la sutura donde se genera mayor tensión se encuentra por debajo de los orificios claviculares, como se muestra en la figura 6. Sin embargo, no hubo cambios en las tensiones óseas asociados a los sitios de mayor tensión de la sutura.

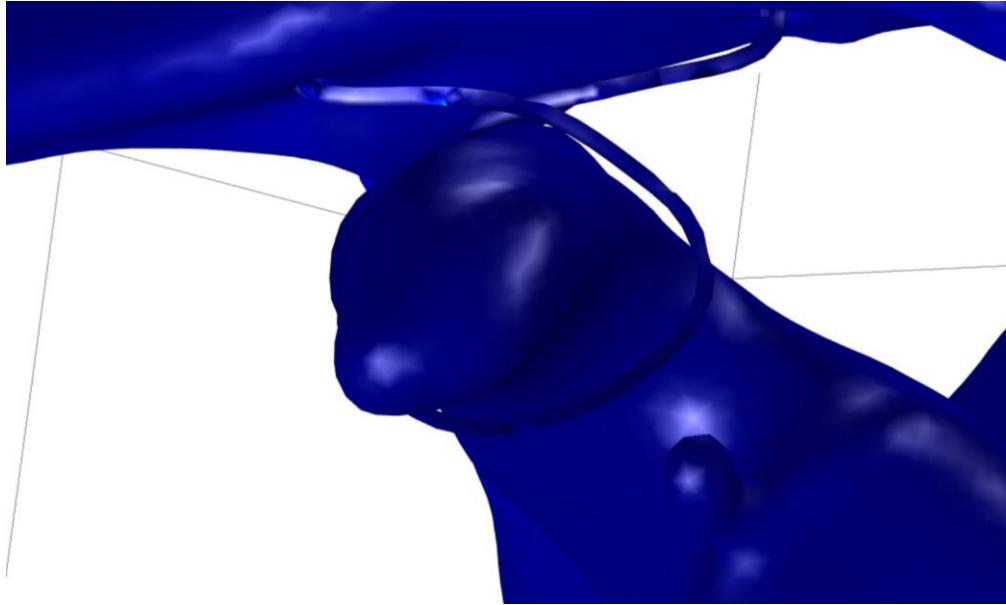


Figura 6. Vista inferior de la región coracoclavicular. Se observan los cambios en la colorimetría de la tensión registrada en la sutura por debajo de los orificios claviculares.

Aunque no existen trabajos de elementos finitos utilizando esta configuración y material en la literatura, podemos encontrar series de casos donde se emplea este material en luxaciones AC agudas con resultados clínicos buenos, como los reportados por El Shewy en 2011, con un seguimiento a 10 años utilizando sutura PET, y González en 2015 utilizando la configuración descrita en este trabajo.

La resistencia de la sutura en comparación a la resistencia nativa de los ligamentos CC tiene una diferencia aproximada 2-2.5 veces menor. Sin embargo, los estabilizadores dinámicos confieren la estabilidad de la articulación AC en un 60%. Estos mismos elementos dinámicos no son considerados en este análisis, por lo que deberá de tenerse en cuenta al momento de analizar resultados. Los pacientes que se someten a una plastia AC sin importar

el implante utilizado, siguen un protocolo de rehabilitación posterior a un período de inmovilización con cabestrillo que va desde 3-10 días a 4-6 semanas.

En las pruebas realizadas, la fuerza de la sutura PET fue similar a las pruebas realizadas por Cardoso et al en 2019, con una resistencia de la sutura Ethibond no. 5 de entre 200-250 N antes del fallo. Esta resistencia es menor a la nativa de los ligamentos CC, como lo reportó Fukuda en 1986 pero debe conservarse hasta lograr una reparación de los ligamentos coracoclaviculares, o dicho de una manera más precisa, hasta lograr la fibrosis del tejido infraclavicular entre ésta última y la apófisis coracoides, como lo menciona Clayer et al en su artículo publicado en 1997 y Silva et al en 2018, donde demuestran la formación de neoligamentos a 6 meses posteriores a la realización de plastia CC.

Al momento de realizar las mediciones y análisis de estos resultados, no incluimos los estabilizadores dinámicos, que aportan gran parte de la estabilidad de la articulación acromioclavicular, por lo que se requiere de más estudios para continuar la línea de investigación. De la misma forma, la técnica descrita utilizada en este trabajo considera solamente la estabilización vertical de la articulación AC. No obstante, no es este plano el único grado de libertad de la articulación.

## **CONCLUSIONES**

La sutura de polietilentreftalato mantiene la estabilidad de la articulación AC bajo cargas fisiológicas, y es limitada bajo cargas extrafisiológicas.

Los resultados apoyan la teoría de que la configuración descrita en este trabajo con sutura PET soporta esfuerzos fisiológicos durante el tiempo de rehabilitación empleado en las cirugías para luxaciones AC. El uso de elementos finitos con estructuras óseas no reemplaza el estudio biomecánico en cadavérico o in vivo.

## LITERATURA CITADA

1. Anirudh K.G., Joseph N.L., Cabarcas B. Current concepts in the operative management of acromioclavicular dislocations: a systematic review and meta-analysis of operative techniques. *Am J Sports Med.* 2018;1:1-9.
2. Armas K, Armas B, Segura L, et al. Materiales de sutura quirúrgico. *Revista Archivo Médico de Camagüey*, 13(5).
3. Aliberti GM, Kraeutler MJ, Trojan JD, et al. Horizontal instability of the acromioclavicular joint: a systematic review. *Am J Sports Med.* 2020;48(2):504-510.
4. Beim GM. Acromioclavicular joint injuries. *J Athl Train.* 2000;35(3):261-7.
5. Beitzel K, Cote MP, Apostolakos J, et al. Current concepts in the treatment of acromioclavicular joint dislocations, *Arthroscopy.* 2013;29:387-97.
6. Berthold DP, Muench L, Beitzel K, et al. Minimum 10-year outcomes after revision anatomic coracoclavicular ligament reconstruction for acromioclavicular joint instability. *Orthop J Sports Med.* 2020(8):1-7.
7. Bosworth BM: Complete acromioclavicular dislocation. *N Engl J Med.* 1949;241:221-225.

8. Carofino BC, Mazzocca AD. The anatomic coracoclavicular ligament reconstruction: surgical technique and indications. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010;19(2 suppl):97-46.
9. Çalışal E, Uğur L. Comparison of two methods for coracoclavicular ligament reconstruction: A finite element analysis. *Acta Orthop Traumatol Turc.* 2020;54(2):202-6.
10. Dyma F, Berthold DP, Feucht MJ, et al. The importance of biomechanical properties in revision acromioclavicular joint stabilization: a scoping review. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2019;27(12):3844-3855.
11. El Shewy MT, El Azizi H: Suture repair using loop technique in cases of acute complete acromioclavicular joint dislocation. *J Orthop Traumatol.* 2011;12(1):29-35.
13. González V, Morales J: Tratamiento quirúrgico de la luxación acromioclavicular aguda. Reporte preliminar. *Acta Ortop Mex.* 2015;29(4):203-206.
14. Gorbaty JD, Hsu JE, Gee AO. Classifications in brief: Rockwood classification of acromioclavicular joint separations. *Clin Orthop Relat Res.* 2017;475:283-7.
15. Grutter PW, Petersen SA. Anatomical acromioclavicular ligament reconstruction: a biomechanical comparison of reconstructive techniques of the acromioclavicular joint. *Am J Sports Med.* 2005;33(11):1723-1728.



16. Haber DB, Golijanin P, Stone G. Primary acromioclavicular-coracoclavicular reconstruction using 2 allografts, thightrope, and stabilization to the acromion. *Arthrosc Tech.* 2019;8(2):147-152.
17. Harris DA, Pears IR. The effect of rugby shoulder padding on peak impact force attenuation. *Br J Sports Med.* 2010;44:210-13.
18. Herrera A, Ibarz E, Cegoñino J, et al. Applications of finite element simulation in orthopedic and trauma surgery. *World J Orthop.* 2012;3(4):25-41.
19. Iwamoto W, Miki K, Mohammad M, et al. Development of a finite element model of the human shoulder. *Stapp Car Crash J.* 2000;44:281-297
20. Johansen JA, Grutter PW, McFarland EG, Petersen SA: Acromioclavicular joint injuries: indications for treatment and treatment options. *J Shoulder Elbow Surg.* 2011;20(2 Suppl):S70-82.
21. Li X, Ma R, Bedi A, et al. Management of acromioclavicular joint injuries. *J Bone Joint Surg Am.* 2014;96(1):73-84.
22. Lima G, Cardoso L, Amaral C. Biomechanical evaluation of acromioclavicular joint reconstruction using a 3-dimensional model based on the finite element method. *Clinic Biomech.* 2019;70:170-6.

23. Lobao MH, Canham RB, Melvani RT, Parks BG, Murthi AM. Synthetic coracoclavicular ligament vs coracoclavicular suspensory construct for treatment of acromioclavicular dislocation: A biomechanical study. *J. Shoulder Elbow Surg.* 2020;29:1440-1449.
24. Li N, Zhu L, Ye T, et al. Evaluation of the coracoclavicular reconstruction using LARS artificial ligament in acute acromioclavicular joint dislocation. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014;22:2223-7.
25. Martetschläger F, Horan MP, Warth RJ, et al. Complications after anatomic fixation and reconstruction of the coracoclavicular ligaments. *Am J Sports Med.* 2013;41:2896-903.
26. Mazzocca AD, Millett PJ, Guanche CA, et al. Arthroscopic single-row versus double-row suture anchor rotator cuff repair. *Am J Sports Med.* 2005;33:1861-8.
27. Najibi S, Banglmeier R, Matta J, et al. Material properties of common suture materials in orthopaedic surgery. *Iowa Orthop J.* 2010;30:84-8.
28. Urist MR. The treatment of dislocations of the acromioclavicular joint. *Am J Surg.* 1959;98:423-31.
29. Virk MS, Lederman E, Stevens C, et al. Coracoid bypass procedure: surgical technique for coracoclavicular reconstruction with coracoid insufficiency. *J Shoulder Elbow Surg.* 2017;26(4):679-686.

30. Parnes N, Friedman D, Phillips C, et al. Outcome after arthroscopic reconstruction of the coracoclavicular ligaments using a double-bundle coracoid cerclage technique. *Arthroscopy*. 2015;31:1933-40.
31. Ramos E, García F, Domínguez C, et al. Principios biomecánicos para la osteosíntesis, re-evolución. *Acta Ortop Mex*. 2016;30(S1):S1-S8.
32. Rockwood CR Jr, William GR, Young DC (1996) Injuries to the acromioclavicular joint. Rockwood and Green's fractures in adult. Lippincott-Raven, Philadelphia, pp 1341-1413.
33. Simovitch R, Sanders B, Ozbaydar M, et al. Acromioclavicular joint injuries: diagnosis and management. *J Am Acad Orthop Surg*. 2009;17:207-19.
34. Thangaraju S, Cepni S, Magosch P, et al. Arthroscopically assisted acromioclavicular joint stabilization leads to significant clavicular tunnel widening in the early postoperative period. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2019;27(12):3797-3802.
35. Lawrence TM, Davis TR. A Biomechanical Analysis of Suture Materials and Their Influence on a Four-Strand Flexor Tendon Repair. *J Hand Surg*. 2005;30A:836-841.
36. Hislop P, Sakata K, Ackland D, et al. Acromioclavicular joint stabilization A biomechanical study of bidirectional stability and strength. *Orthop J Sports Med*. 2019 Apr; 7(4):2325967119836751.
37. Cuéllar A, Cuéllar R. Anatomía y función de la articulación acromioclavicular. *Rev Esp Artrosc Cir Articul*. 2015;22:3-10.

38. Dick R, Lincoln AE, Agel J, et al. Descriptive epidemiology of collegiate women's soccer injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System. *J Athl Train*. 2007;42(2):262-269.
39. Flik K, Lyman S, Marx RG. American collegiate men's ice hockey: an analysis of injuries. *Am J Sports Med*. 2005;33(2):183-187.
40. Headey J, Brooks JHM, Kemp SPT. The epidemiology of shoulder injuries in English professional rugby union. *Am J Sports Med*. 2007;35(9):1537-1543.
41. Simovitch R, Sanders B, Ozbaydar M, Lavery K, Warner JJP. Acromioclavicular joint injuries: diagnosis and management. *J Am Acad Orthop Surg*. 2009;17(4):207-219.
42. Lizaar A, Maro L, Cebrian R. Acute dislocation of acromioclavicular joint. *J Bone Joint Surg Am*. 1994;76:602-606.
43. Schindler A, Schmid JP, Heyse C (1985) Hookplate fixation for repair of acute complete acromioclavicular separation. Review of 41 patients. *Unfallchirurg* 1985;88:533-540.
44. Morrison DS, Lemos MJ. Acromioclavicular separation: Reconstruction using synthetic loop augmentation. *Am J Sport Med*. 1995;23:105-110.
45. Lädermann A, Grosclaude M, Lübbecke A, et al: Acromioclavicular and coracoclavicular cerclage reconstruction for acute acromioclavicular joint dislocations. *J Shoulder Elbow Surg*. 2011;20:401-8.
46. Cardoso L, de Oliveira D, Amaral C, et al: Mechanical Study of the properties of sutures used in orthopedics surgeries. *Rev Bras Ortop*. 2019;54:247-252.

47. Clayer M., Slavotinek J., Krishnan J. The results of coraco-clavicular slings for acromioclavicular dislocation. *Aust N Z J Surg.* 1997;67(6):343–346.