

**Análisis Biomecánico en Fracturas Claviculares del Tercio Medio Tratadas con  
Placa de Osteosíntesis en la Posición Superior y Anteroinferior**

**Jerson David Gonzalez Santamaria**

**Feisar Andres Morales Sequeda**

**Trabajo de grado presentado como requisito para optar al título de  
Ingeniero Mecánico**

**Director**

**Diego Fernando Villegas Bermúdez**

**PhD. en Ingeniería Mecánica**

**Co-director**

**Iván Darío Quintero Pabón**

**Médico**

**Universidad Industrial de Santander**

**Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas**

**Escuela de Ingeniería Mecánica**

**Bucaramanga**

**2018**

### ***Dedicatoria***

*Dedico este proyecto a Dios y a mis padres Luis Morales y Cleofelina Sequeda, porque son el regalo más grande que me ha dado Dios, y son quienes han estado conmigo en cada momento, apoyándome incondicionalmente para poder cumplir esta meta de ser profesional.*

*A mi prima Andrea Amado y en especial a mi tía Emilce Sequeda quien ha sido mi segunda madre, mi consejera y una de las personas más importantes que ha estado junto a mí, en cada logro cumplido durante mi vida*

*A Johan Sebastian quien es como mi hijo y al cual apoyare siempre para que salga adelante.*

*A Richar Angel Castilla un amigo incondicional y una persona que me ha enseñado y guiado profesionalmente desde su experiencia.*

*A mis mejores amigos Karen Pedrozo y Miguel Pedraza quien ha sido mi hermano y ha estado en los momentos buenos y difíciles, acompañándome incondicionalmente.*

*A mi amigo Nicolas López Suárez de quien he recibido apoyo absoluto, y todos aquellos con los que compartí, aprendí y crecí como persona durante mi estancia en la universidad.*

*Feisar Andres Morales Sequeda*

### *Dedicatoria*

*Agradezco a Dios por permitirme llegar hasta este punto, y por guiarme en cada paso que doy,  
sin el nada de esto sería posible*

*A mis Padres Jaime González y luz Marina Santamaría por la enseñanza y por los consejos que  
me dan día a día, para nunca rendirme, por estar ahí y ser siempre un apoyo incondicional*

*A mi hermano Edwin González por estar siempre apoyándome y ser una gran compañía*

*A mis abuelos por esa motivación que me dieron para fortalecerme más como persona y luchar  
por cumplir esta meta*

*A Mildreth que, a pesar de las dificultades y obstáculos, que se presentaron me enseñó a luchar  
por cumplir esta y muchas otras metas, por haber sido un apoyo incondicional, por enseñarme  
que todo se puede, por creer en mí y por haber sido parte de este proceso*

*Jerson David González Santamaria*

### **Agradecimientos**

Los autores desean agradecer a la Universidad Industrial de Santander por la financiación otorgada para este estudio; agradecen al Hospital Universitario de Santander (HUS) por escanear el material óseo y otorgar las imágenes médicas; también desean agradecer la ayuda del profesional de la salud; Richar Angel Castilla por el conocimiento y asesoramiento brindado durante el desarrollo de la investigación; a los ingenieros mecánicos Nicolas López Suárez y Dayal Castro Bermúdez por su ayuda en la redacción del documento y el desarrollo del modelo con elementos finitos.

## Contenido

	<b>Pág.</b>
Introducción .....	17
1. Objetivos .....	20
1.1 Objetivo general .....	20
1.2 Objetivos específicos .....	20
2. Justificación .....	21
2.1 Justificación de la solución .....	22
3. Materiales y Métodos.....	23
3.1 Obtención de muestras .....	23
3.2 Pruebas de fractura en clavícula .....	24
3.3 Obtención del modelo clavicular .....	25
3.3.1 Propiedades del modelo clavicular. ....	26
3.4 Modelado y propiedades del material de fijación .....	27
3.5 Parámetros de la simulación FE.....	28
3.5.1 Condición para validación del modelo. ....	29
3.5.2 Casos para la simulación de las cargas fisiológicas en el actual estudio .....	31
4. Resultados .....	33

ANÁLISIS BIOMECÁNICO EN FRACTURAS CLAVICULARES...	9
4.1 Experimentación .....	33
4.2 Validación del modelo FE .....	35
4.3 Condiciones de carga aplicada en el estudio actual .....	36
5. Discusión.....	43
Referencias Bibliográficas .....	46

## Lista de Figuras

	<b>Pág.</b>
Figura 1. Muestra clavicular izquierda. (a) Posición superior, (b) posición anterior, (c) posición posterior, (d) posición inferior. ....	24
Figura 2. Muestra seleccionada para la imagen secuencial (CT scan). ....	25
Figura 3. Reconstrucción de la geometría clavicular del espécimen con lesión desplazada. ....	26
Figura 4. Modelo clavicular fijado con placa LCP. (a) placa para la posición anteroinferior. (b) placa para la posición superior. ....	28
Figura 5. Resultados obtenidos de la independencia de malla. ....	29
Figura 6. Modelo FE para la verificación de las condiciones de: (a) abducción, (b) posición anatómica. ....	31
Figura 7. Distribución del desplazamiento para (a) la flexión y para (b) la torsión. ....	36
Figura 8. Distribución de la deformación y el esfuerzo para la fijación con placa superior en los escenarios de (a) abducción, (b) rotación externa, (c) posición libre. ....	38
Figura 9. Distribución de la deformación y el esfuerzo para la fijación con placa anteroinferior en los escenarios de (a) abducción, (b) rotación externa, (c) posición libre. ....	40
Figura 10. Comparación de los parámetros quirúrgicos de acuerdo con la deformación y el esfuerzo obtenido para (a) abducción, (b) rotación externa y (c) posición libre. ....	41
Figura 11. Esfuerzos máximos en la clavícula, para el método con fijación superior y anteroinferior en los tres escenarios de carga. ....	42

**Lista de Tablas**

	<b>Pág.</b>
Tabla 1. Valores de carga aplicados en la clavícula para las condiciones de verificación .....	30
Tabla 2. Escenarios de carga aplicados a la clavícula en cada método de fijación. ....	33
Tabla 3. Información de las muestras claviculares. (a) Posición del espécimen, (b) longitud clavicular, (c) clasificación de las fracturas claviculares por grupo y tipo según la clasificación de Robinson, (d) clasificación de las fracturas claviculares por grupo y subgrupo según la clasificación de la AO/OTA.....	34
Tabla 4. Resultados del ensayo. (a) Carga máxima de fractura (b) rigidez calculada .....	34
Tabla 5. Resultados FEM obtenidos en el actual estudio para los casos de verificación. ....	36

## **Lista de Apéndices**

“Los apéndices están adjuntos en el CD y puede visualizarlos en base de datos de la biblioteca UIS”

Apéndice A. Especímenes.

Apéndice B. Enumeracion y conservacion del material óseo.

Apéndice C. Material en descongelación y rehidratación a temperatura ambiente.

Apéndice D. Ensayos mecánicos.

Apéndice E. Fracturas claviculares.

Apéndice F. Curvas obtenidas a partir de los ensayos mecánicos de flexión tres puntos.

Apéndice G. Imagen medica secuencial (Tomografía computarizada).

## Glosario

- **Abducción:** Movimiento lateral de elevación que se realiza con el brazo.
- **Articulación acromioclavicular:** Conexión articular entre la clavícula y la escapula.
- **Articulación esternoclavicular:** Conexión articular entre la clavícula y el esternón que sirve para unir el tronco con el miembro superior.
- **Clavícula:** Hueso largo en forma de “S” que permite realizar movimientos de gran amplitud con los brazos; es fácil de ver y de palpar, debido a su localización superficial. Es uno de los huesos del cuerpo que más presenta lesiones.
- **Cortical:** Es el tejido que constituye la capa externa del hueso.
- **Espécimen:** Es una muestra características de una especie definida; en este caso, hueso clavicular.
- **Fractura desplazada:** Fractura ósea traumática en la que los dos extremos fracturados del hueso están separados uno del otro por una distancia mayor o igual a veinte milímetros. Frecuentemente desgarran la piel que los rodea.
- **Movimiento Glenohumeral:** Movimientos con tres grados de libertad que se realizan con el brazo, los cuales tienen influencia en la clavícula.
- **Incidencia:** Número de casos presentados en un periodo de tiempo.
- **Lesiones vasculares:** Trastorno producido en los tejidos vasculares en las cuales existe extravasación de tejido sanguíneo, en algunas ocasiones asociados a traumas.
- **Morfología:** Estudia las estructuras del cuerpo humano desde distintos puntos de vista. Se encarga de revisar los aspectos macroscópicos.

- **Osteosíntesis:** Unión quirúrgica de los fragmentos de un hueso mediante elementos, en general metálicos.
- **Prevalencia:** Proporción de individuos en una determinada población, los cuales presentan un evento en un periodo de tiempo determinado.
- **Propiedad ortotrópico:** Capacidad mecánica o térmica de un material para adaptarse a diferentes direcciones.
- **Reducción abierta:** Procedimiento en el cual se coloca en posición original un tejido óseo fracturado durante una cirugía.
- **Rotación externa:** Movimiento rotatorio alrededor de un eje longitudinal de un hueso que se separa de la línea media del cuerpo.
- **Tomografía:** Técnica exploratoria radiográfica que permite obtener imágenes radiológicas de una sección o un plano de un órgano.
- **Tratamiento:** Planificación de un sistema de curación o un esquema médico prescrito por un titulado en medicina con finalidad curativa.

## Resumen

**Título:** Análisis biomecánico en fracturas claviculares del tercio medio tratadas con placa de osteosíntesis en la posición superior y anteroinferior.\*

**Autores:** Jerson David Gonzalez Santamaria, Feisar Andres Morales Sequeda, Iván Darío Quintero Pabón, Diego Fernando Villegas.\*\*

**Palabras clave:** biomecánica, fracturas claviculares, osteosíntesis, estudio de elementos finitos.

### Descripción:

El método quirúrgico para reparar lesiones claviculares desplazadas del tercio medio utilizando placas de osteosíntesis, representa un motivo de polémica en términos de la superficie (superior o anteroinferior) clavicular en la que se debe fijar el implante para que ofrezca mayor estabilidad; por tal razón, se permite dar respuesta para aclarar dicha polémica, a partir del estudio de la biomecánica del cuerpo humano; lo cual, puede significar un buen resultado en la atención médica y calidad de vida del paciente que presenta dicha condición.

Diez muestras claviculares humanas, fueron manipuladas y expuestas a un ensayo mecánico de flexión para obtener la carga máxima de falla, y una lesión desplazada a nivel del tercio medio. Una vez concluida esta fase y mediante criterios de selección estipulados, se tomó un espécimen para obtener mediante una tomografía computarizada los datos DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) que fueron necesarios para reconstruir el hueso tridimensionalmente. Se modelaron placas LCP (Locking Compression Plate) con el fin de ser fijadas en las posiciones superior y anteroinferior del modelo clavicular. Luego con un análisis de elementos finitos, se observaron los esfuerzos y modos de deformación máximos implicados en cada una de las fijaciones tras someter a cargas fisiológicas el material óseo; finalmente se procedió a encontrar diferencias significativas en las dos posiciones donde se fijó el material de osteosíntesis para dar respuesta al objetivo de esta investigación.

---

\* Trabajo de Grado

\*\* Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, PhD. en Ingeniería Mecánica

## Abstract

**Title:** Biomechanical analysis in clavicular fractures of the middle third treated with osteosynthesis plate in the superior and anteroinferior position.\*

**Authors:** Jerson David Gonzalez Santamaria, Feisar Andres Morales Sequeda, Iván Darío Quintero Pabón, Diego Fernando Villegas.\*\*

**Keywords:** biomechanics, clavicular fractures, osteosynthesis, finite element study.

### Description

The surgical method to repair displaced clavicular lesions of the middle third using osteosynthesis plates represents a controversial motif in terms of the clavicular (superior or anteroinferior) surface in which the implant must be fixed in order to offer greater stability; for this reason, it is allowed to give an answer to clarify this controversy, to from the study of the biomechanics of the human body; which can mean a good result in the medical care and quality of life of the patient who presents this condition.

Ten human clavicular samples were manipulated and exposed to a mechanical bending test to obtain the maximum failure load, and a displaced lesion at the level of the middle third. Once this phase was concluded and by means of stipulated selection criteria, a specimen was taken for so that by means of a computerized tomography to obtain the DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) data that was necessary to reconstruct the bone three-dimensionally. LCP (Locking Compression Plate) plates were modeled to be fixed in the superior and anteroinferior positions of the clavicular model. Then with a finite element analysis, the maximum stresses and deformation modes involved in each of the fixations were observed after subjecting the bone material to physiological loads; finally, we proceed to find significant differences in the two positions where the osteosynthesis material was fixed to give an answer to the objective of this investigation.

---

\* Degree Work

\*\* Faculty of Physical-Mechanical Engineering. School of Mechanical Engineering. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, PhD. Mechanical engineer

## Introducción

Las fracturas óseas son un motivo de preocupación a nivel mundial, debido a la alta demanda en los servicios de salud (Rennie, Court-Brown, Mok, & Beattie, 2007). Existen factores que representan una alta incidencia, como lo son: edad; mala nutrición; actividad física y accidentes de tránsito, siendo este último uno de los factores principales de riesgo (Jaime Castaño Castrillón et al., 2007); entre otros. Las lesiones de hombro tienen una prevalencia del 44% de las fracturas óseas, que, en la mayoría de los casos conllevan a ocasionar fracturas claviculares, cuya área con mayor presencia de lesión, es el tercio medio, representado con un 80% de las fracturas en este hueso (Uzer et al., 2017) (Postacchini, Gumina, De Santis, & Albo, 2002). En los adultos, este tipo de fracturas constituye un rango comprendido del 2% al 5% (Rawlings, Knox, Patel, & Ackland, 2016).

El procedimiento quirúrgico es la opción más utilizada para reparar lesiones claviculares, abarcando aspectos importantes como menor tiempo y riesgo de no consolidación del material óseo; entre otros (Rawlings et al., 2016). Esta alternativa es recomendada cuando existe desplazamiento o acortamiento mayor o igual a dos centímetros y cuando la alternativa conservadora no da resultado (Hill, McGuire, & Crosby, 1997). Las lesiones con desplazamiento que comprometen el tercio medio, prevalecen con un porcentaje del 73% (David Carvajal-Escobar, Gómez-Londoño, Borja-Gómez, & Elena Sepúlveda-Gallego, 2016). Las fracturas claviculares que presentan los parámetros anteriormente nombrados pueden ser tratadas quirúrgicamente, mediante reducción abierta y fijación con placa de osteosíntesis; presentándose índices de

consolidación del 94% al 100%. En la actualidad las placas de osteosíntesis se fijan en dos superficies de la clavícula, superior o anteroinferior (M. H. J. Hulsmans et al., 2016); Cada una de estas técnicas presenta tanto beneficios como inconvenientes al ser implantadas, por lo cual, existe una controversia respecto a cuál es la posición adecuada para fijar el material de osteosíntesis (M. H. Hulsmans et al., 2018), motivo que ha llevado a que se realicen estudios que den una solución que sea beneficiosa con respecto a esta temática (M. Lu et al., 2017), (Chen, Juhn, & Ko, 2010), (Partal et al., 2010).

Actualmente, se ha llegado a la conclusión que la posición anteroinferior brinda mayores beneficios, ya que reduce el tiempo y sangrado durante la cirugía (Ai et al., 2017). Aunque otro estudio sugiere que es necesario seguir investigando en este tema, debido a que no existen resultados completamente confiables que indiquen que la posición anteroinferior es la opción más adecuada para que proceda el cirujano; lo cual es importante, porque se debe llevar a cabo un procedimiento que no afecte la calidad de vida del paciente. Otra razón de seguir investigando en este tema, es porque, a diario aumentan las estadísticas de las lesiones que comprometen la clavícula (Formaini, Taylor, Backes, & Bramwell, 2013); por lo cual, es necesario comprender los efectos que tiene el método de tratamiento en el hueso.

Actualmente se realizan estudios de modelamiento mediante Elementos Finitos para analizar y dar posibles soluciones a situaciones que afectan la calidad de vida de un individuo; permitiendo obtener resultados cercanos a los estudios clínicos. En un estudio previo (Favre, Kloen, Helfet, & Werner, 2011) se empleó el modelamiento de elementos finitos para comparar dos técnicas quirúrgicas con placa de reconstrucción fijada en clavícula, la cual se sometió a cargas axiales y

de flexión en voladizo; obteniendo resultados favorables para la fijación superior siempre y cuando el hueso este sometido a cargas axiales. Otros estudios previos encontrados en la literatura científica, también hicieron uso del modelamiento en elementos finitos para poder dar respuesta a este tema (Marie, 2015), (Huang et al., 2016), (Pendergast & Rusovici, 2015), (Y.-C. Lu & Untaroiu, 2013), (Jones & Dupaix, 2012).

Para el presente estudio, la simulación con elementos finitos será una herramienta útil que permitirá comprender la interacción hueso-placa-tornillo, a través, de un modelo 3D, cuando se somete a cargas fisiológicas cada alternativa quirúrgica donde se fija el implante; siendo esta solución de cómputo, una opción favorable que permite la aplicación de fuerzas múltiples con magnitudes que pueden variar; además, que puede permitir optimizar un parámetro quirúrgico, previniendo inconvenientes en el postoperatorio y evitando tener altos costos para el desarrollo de la investigación.

Debido a la controversia existente entre las técnicas quirúrgicas usadas en la actualidad, el presente trabajo tiene como propósito determinar la posición en que la placa de osteosíntesis ofrezca una mayor estabilidad a nivel quirúrgico y biomecánico en el hueso, comparando los esfuerzos y deformaciones tras cargas fisiológicas aplicadas.

## **1. Objetivos**

### **1.1 Objetivo general**

Determinar la posición superior o anteroinferior, óptima a nivel quirúrgico y biomecánico para implantar placas de osteosíntesis en clavículas humanas correspondientes a cuerpos inertes de adultos colombianos que presentan condición de fractura desplazada a nivel del tercio medio.

### **1.2 Objetivos específicos**

- Determinar la carga máxima de fractura a flexión de clavículas de material cadavérico.
- Obtener los esfuerzos y deformaciones máximos que presenta la clavícula cuando se tiene una fijación con osteosíntesis en la posición superior y anteroinferior a nivel del tercio medio aplicando cargas fisiológicas con el fin de comparar los resultados obtenidos en las dos posiciones
- Identificar la posición que ofrezca mayor estabilidad a nivel quirúrgico y biomecánico para fijar material de osteosíntesis basado en los resultados de esfuerzo y deformación máximos

## 2. Justificación

La clavícula diariamente está sometida a varios tipos de carga, debido a los movimientos glenohumerales que realiza un individuo; este hueso, es un elemento importante para el complejo del hombro, y uno de los que presenta mayor riesgo de fractura a nivel del tercio medio, debido a accidente automovilísticos, caídas, etc.; por lo cual, es importante que se realice un tratamiento adecuado cuando se sufre una lesión de este tipo, ya, que esto brindara una recuperación eficaz en el postoperatorio.

Las investigaciones relacionadas con el manejo de las fracturas claviculares en Colombia son escasas. Realizando una búsqueda crítica de la literatura científica, se encuentra un gran número de investigaciones a nivel internacional; sin embargo, son muy pocos los trabajos realizados en el país; siendo necesario realizar investigaciones, que propongan desde la visión del ciudadano colombiano, el abordaje de tratamientos, que tengan beneficios y que sean acordes con la realidad requerida en la población.

Para recomendar un parámetro quirúrgico que sea óptimo al implantar material de osteosíntesis en fracturas claviculares a nivel del tercio medio, es importante tener en cuenta, que la morfología de la población de cada país puede variar; aspecto, por el cual, debe observarse rigurosamente si el parámetro quirúrgico recomendado en investigaciones previas y utilizado por los especialistas médicos es el adecuado. El método de elementos finitos es una técnica computacional que se usa para analizar diversas estructuras que presentan un alto grado de complejidad, facilitando la

solución y obtención de resultados. A través de este método se puede analizar las deformaciones y esfuerzos del conjunto hueso-placa-tornillo, por medio de los cálculos aproximados que arroja la simulación; permitiendo comparar el comportamiento que tiene el material óseo a través de la distribución de esfuerzo y deformación en cada uno de los parámetros quirúrgicos utilizados; información que puede servir para optimizar un método quirúrgico que prevenga fallas futuras en el postoperatorio.

## **2.1 Justificación de la solución**

Desde la Escuela de Ingeniería Mecánica se propone realizar una investigación que permita mejorar las capacidades investigativas, interdisciplinarias y de calidad por parte de los estudiantes, con el fin de mejorar las condiciones de vida de la población que está ligada a alguna condición anormal. Con este estudio se pretende dar una perspectiva del manejo quirúrgico de fracturas claviculares con placa de osteosíntesis, lo cual puede significar un buen resultado en la atención médica de los pacientes; permitiendo que se mejore la calidad de vida de estos, lo cual, repercute a que haya menos gastos en reoperaciones por el mal uso de técnicas quirúrgicas; además, brinda conocimiento acerca de la biomecánica de la clavícula en los momentos de fractura lo cual puede servir como punto de partida para tener nuevos planteamientos para nuevas investigaciones. Por otra parte, se brinda a la Ingeniería Mecánica una visión que permite ligar esta carrera con el ser humano a través de las herramientas físicas y de conocimiento con las que se cuenta y de esta manera obtener resultados verídicos para dar respuesta a las necesidades tanto de la región como del país.

### 3. Materiales y Métodos

#### 3.1 Obtención de muestras

Se obtuvieron diez muestras claviculares como la que se puede observar en la Figura 1; material patrocinado por el museo del anfiteatro de la Facultad de Salud de la Universidad Industrial de Santander; el uso de este material cumplió con los aspectos éticos de la resolución 008430 de 1993; artículos 47 y 48. Para la selección de los especímenes, se tuvieron en cuenta criterios como fue el de un estado intacto de la estructura ósea y que la procedencia fuera de la población adulta colombiana. Mediante una inspección visual, realizada por un profesional de la salud; se determinó que las muestras se encontraban libres de cualquier tipo de patología en la estructura ósea. La posición del material óseo estaba en cantidades iguales: cinco derechas y cinco izquierdas. La longitud de los huesos fue definida como la distancia entre un punto en el extremo esternal y uno en el acromial (Y.-C. Lu & Untaroiu, 2013).



(a)

(b)



*Figura 1.* Muestra clavicular izquierda. (a) Posición superior, (b) posición anterior, (c) posición posterior, (d) posición inferior.

### **3.2 Pruebas de fractura en clavícula**

Todas las muestras fueron humectadas en solución salina y enumeradas para ser almacenadas en bolsas de plástico herméticas a  $-20^{\circ}\text{C}$ . Los especímenes se descongelaron a temperatura ambiente y, previamente antes de la prueba, el material óseo se sometió a un proceso de rehidratación en solución salina fresca (Kontautas, Gerulis, Varžaitytė, Ambrozaitis, & Burkauskienė, 2015). Los huesos se fracturaron sometiéndolos a una carga de flexión por la cara superior en el área medial clavicular, tomando en cuenta que esta región es donde se presentan con mayor frecuencia las lesiones. Mediante Ensayos Bending tres puntos en una máquina universal de ensayos mecánicos MTS Bionix, modelo 370.02 se sometieron a carga de flexión los especímenes; con una velocidad del actuador de  $0.5\text{ mm/s}$ , un desplazamiento máximo de  $30\text{ mm}$  que aseguraba el fallo y, una frecuencia de datos de  $25\text{ Hz}$  (Rawlings et al., 2016).

### 3.3 Obtención del modelo clavicular

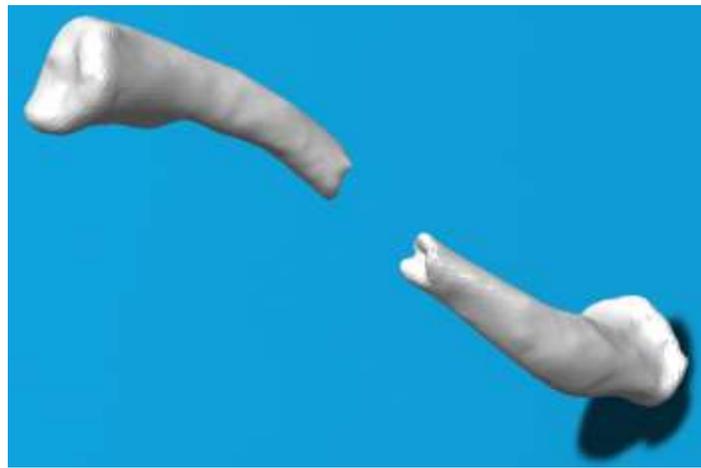
Después de realizados los ensayos de flexión y obtenidos los datos de carga de falla y rigidez en todas las muestras, se procedió a seleccionar la clavícula que cumpliera con los siguientes criterios de inclusión: longitud promedio, fractura con desplazamiento simple, sinminuta, transversa, carga promedio de falla y una rigidez con un valor que se encuentre en la desviación estándar ( $\pm 35.15$ ); con el fin de obtener una imagen secuencial mediante una tomografía computarizada; siendo el espécimen 4, que se puede observar en la Figura 2; el que cumplía a cabalidad dichos requerimientos, y el empleado para tomar la imagen médica.



*Figura 2.* Muestra seleccionada para la imagen secuencial (CT scan).

Se reconstruyó la geometría del hueso, creando un modelo clavicular tridimensional a partir de los datos Dicom (Digital Imaging and Communication in Medicine) de una tomografía realizada

al espécimen seleccionado; proceso que se llevó a cabo usando un software libre de procesamiento 3d de imágenes médicas; la finalidad del uso de este software es darle un aspecto apropiado a la estructura del modelo, para evitar inconvenientes al ser importado a un software CAD; modelo que se puede observar en la Figura 3. El escaneo del hueso se realizó en un Tomógrafo Toshiba Aquilion 64 (con volumen de reconstrucción: 1 mm, volumen de reconstrucción fotos: 3 mm, tiempo: 21.5 s, CTD.Vol (m64) 5.5, Dosis (DLP) 339.70) en las instalaciones del Hospital Universitario de Santander (HUS). Finalmente, obtenido el modelo es importado a un software CAD.



*Figura 3.* Reconstrucción de la geometría clavicular del espécimen con lesión desplazada.

**3.3.1 Propiedades del modelo clavicular.** Para el modelo clavicular reconstruido, se definieron propiedades óseas ortotrópicas en la dirección longitudinal y transversal del hueso, además de una densidad de  $1850 \text{ kg/m}^3$  (Kim, Chang, & Son, 2011); los datos del módulo de elasticidad (E) durante la trayectoria longitudinal y modulo cortante (G) para la trayectoria transversal son tomados de un estudio previo (Pendergast & Rusovici, 2015). Se empleó este tipo de modelo con propiedades ortotrópicas ya que se plantearán escenarios con cargas de flexión y

torsión, además de que el hueso presenta una geometría irregular; por lo cual, se encontró en la literatura que se obtienen resultados de esfuerzos más precisos haciendo uso de estas propiedades.

### **3.4 Modelado y propiedades del material de fijación**

Para el desarrollo de este trabajo, se utiliza un modelo de placas LCP de 2.7 mm con siete agujeros. Este material de osteosíntesis es una alternativa que se puede encontrar a nivel comercial para la fijación en lesiones claviculares desplazadas que comprometen el área medial. Este tipo de placas comúnmente usadas por el personal médico son construidas en acero inoxidable 316L, con un módulo elástico,  $E$ , de 186.4 GPa; una densidad de 7.9 kg/dm<sup>3</sup> y un coeficiente de Poisson de 0.3 (Disegi, 2009). Mediante el software CAD (SOLIDWORKS) se modeló la geometría de las placas LCP y, se realizó un moldeo al contorno del hueso, puesto que, en el proceso quirúrgico, el profesional a cargo es quien realiza esta acción.

Para fijar el material de osteosíntesis se utilizaron seis tornillos, tres a cada lado del foco de la fractura; los cuales son fabricados en el mismo material de la placa y, de igual manera fueron modelados en SOLIDWORKS (Dessault Systemes, Waltham, USA). Con el fin de simplificar el tiempo de cálculo durante la simulación, la base del tornillo se construyó como un cilindro sin hilos y, se acopló mediante orificios al hueso; debido a que se ha demostrado que tiene poca relevancia la interacción hueso – tornillo en el comportamiento de la deformación que presenta el hueso cuando se somete a una carga (MacLeod, Pankaj, & Simpson, 2012). Los tornillos son bicorticales, es decir, que van de la superficie superior de la clavícula a la inferior; esto para evitar algún movimiento lateral; la longitud de los tornillos no sobrepasa la cortical de la superficie

inferior ya que es una recomendación de los profesionales de la salud, pues una mayor longitud en el tornillo puede provocar lesiones vasculares que comprometen la calidad de vida del paciente.

Para el modelamiento de la placa se tomó como referencia catálogos de implantes de la compañía Synthes (West Chester, USA). Una de las placas fue fijada en la superficie superior de la clavícula como se observa en la Figura 4a, mientras que la otra se fijó en la anteroinferior; Figura 4b; cuando se realizaron los ensambles se tuvo en cuenta que la fijación tuviera una pequeña brecha entre el hueso y la placa, ya que este hecho en la vida real ayuda a que el flujo sanguíneo pase por estos espacios acelerando el cayo óseo entre las dos mitades del hueso, lo cual permite una recuperación más efectiva en los pacientes con dicha lesión (Miller & Goswami, 2007).



*Figura 4.* Modelo clavicular fijado con placa LCP. (a) placa para la posición anteroinferior. (b) placa para la posición superior.

### **3.5 Parámetros de la simulación FE**

Para resolver los modelos se utilizó el software ANSYS® (ANSYS, Inc., Canonsburg, Pennsylvania) en su extensión ANSYS® Workbench, del cual, se usó para el cálculo, el módulo

Static Structural; se importaron a este módulo las geometrías de los ensambles hueso – placa – tornillo hechos en el software CAD. Como segunda instancia se definieron las propiedades del material óseo, al igual que las del material de fijación. Se definió una malla cuadrática tetraédrica 3D de diez nodos (Solid 187) con 98400 elementos para el conjunto; valor determinado a partir de los grados de libertad vs desplazamiento total máximo; este tipo de malla fue elegido porque es el más apropiada debido a la irregularidad que presenta la geometría del hueso. Por último, se realizó el cálculo de esfuerzo de von Mises y deformación total de cada uno de los parámetros quirúrgicos de fijación.

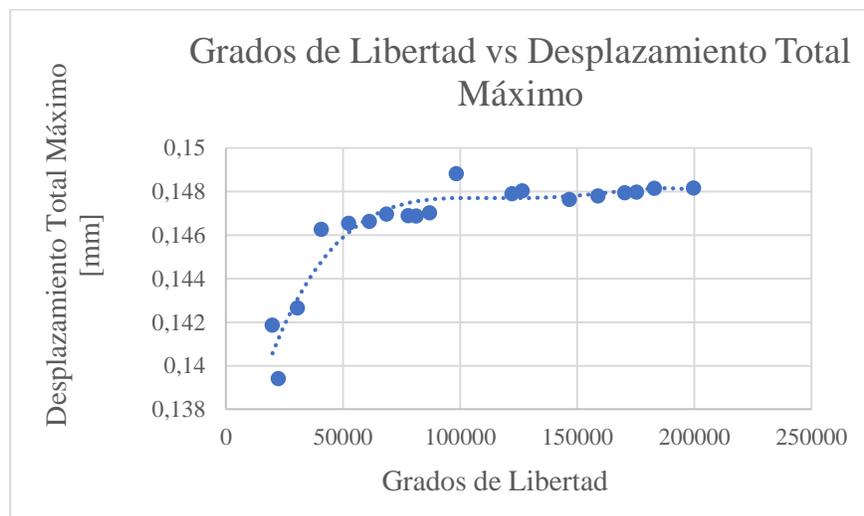


Figura 5. Resultados obtenidos de la independencia de malla.

**3.5.1 Condición para validación del modelo.** El modelo FE de esta investigación debe ser validado para obtener resultados confiables; para esto, se realizó una revisión en la literatura científica, eligiendo un estudio experimental (Demirhan et al., 2011) y uno FE (Pendergast & Rusovici, 2015) para la verificación mediante resultados de torsión y flexión; el criterio para seleccionar el estudio experimental fue que hubiese utilizado material cadavérico, ensayos que no

estén en el eje longitudinal del hueso, que presentara diversidad de cargas y un número significativo de muestras claviculares; la elección del estudio FE se dio ya que verifico su modelo con el estudio experimental elegido para esta investigación; se réplica de los estudios la aplicación de las cargas que experimenta la clavícula con fijación de osteosíntesis; teniendo en cuenta dos condiciones; una cuando hay movimiento de abducción (elevación del brazo) y otra cuando el brazo esta es su posición anatómica (brazo abajo, unido al cuerpo); para la primera condición se aplicó una carga de torsión en el extremo esternal dejando fija la articulación acromioclavicular; para la segunda condición la carga de flexión fue aplicada a 20 mm de la zona donde se encuentra la fractura, dejando fija la articulación esternoclavicular. En la Tabla 1 se encuentran los valores de cargas aplicados y los cuales están basados previamente en la investigación experimental; la figura 6 muestra más detalladamente la ubicación de lo anteriormente mencionado y otros aspectos encontrados en las investigaciones tomadas para esta validación, como: cargas en el eje longitudinal de los dos tornillos que están más cercanos al foco de la fractura.

Tabla 1.

*Valores de carga aplicados en la clavícula para las condiciones de verificación*

Condición	Punto de referencia	Tipo de carga	Carga
Movimiento de abducción	A	Soporte fijo	0
	B	Axial	2042 [N]
	C	Axial	2042 [N]
	D	Soporte fijo	0
	E	Momento	0,703 [Nm]
Posición anatómica	A	Soporte fijo	0
	B	Axial	2042 [N]
	C	Axial	2042 [N]
	D	Soporte fijo	0
	E	Soporte fijo	0
	F	Flexión	34,8 [N]

Nota: (Pendergast & Rusovici, 2015) (Demirhan et al., 2011).

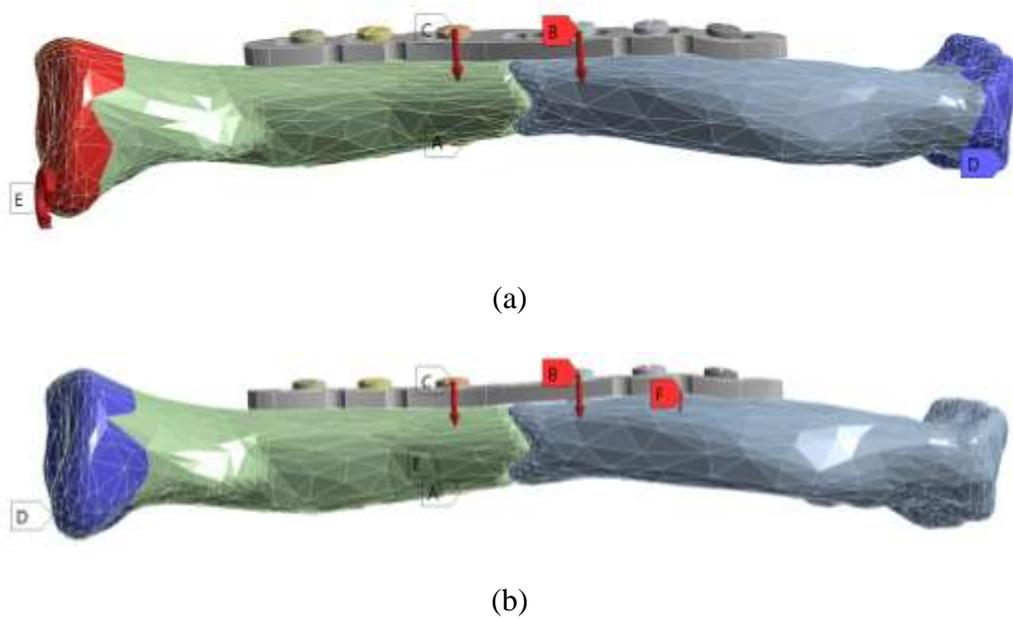


Figura 6. Modelo FE para la verificación de las condiciones de: (a) abducción, (b) posición anatómica.

**3.5.2 Casos para la simulación de las cargas fisiológicas en el actual estudio.** Para encontrar el tipo de cargas fisiológicas experimentadas por la clavícula, es importante tener en cuenta, la influencia del movimiento del brazo en las articulaciones de este hueso; la elevación del brazo provocaría cargas de torsión y flexión (Demirhan et al., 2011). Las cargas que influyen en los movimientos deberán estar en rangos normales para ser consideradas; cabe resaltar que una persona no experimentaría cargas demasiado altas luego de una cirugía donde se repara una lesión clavicular; la presente investigación tendrá en cuenta las cargas ejercidas durante el movimiento glenohumeral sin la acción de músculos y tendones tal como un estudio encontrado en la literatura (Iannolo, Werner, Sutton, Serell, & Vanvalkenburg, 2010). Tres casos serán tenidos en cuenta para aplicar cargas en el modelo donde se fijó el material de osteosíntesis (posición superior y anteroinferior); el primer caso es la abducción, el segundo es la rotación externa y, por último, cuando el brazo está en posición anatómica; la decisión de tomar estos escenarios es porque en las

dos primeras condiciones se producirían cargas significativas en la clavícula humana sana tras el movimiento glenohumeral que realizaría un individuo; el último escenario es importante ya que es la posición libre del brazo y la que se ejerce cotidianamente.

Caso de abducción y rotación externa: Para el caso de abducción se aplicaron cargas estáticas de torsión y compresión axial al modelo FE; la carga de torsión se aplicó en la articulación esternoclavicular ya que, al elevar el brazo, la clavícula rota en su eje longitudinal; la carga de compresión axial se aplicó en el área acromioclavicular donde el humero incidiría esta carga; se fijó la articulación acromioclavicular. La carga de tracción para la rotación externa fue aplicada en la sección media clavicular sobre el eje longitudinal; para los dos casos se fijó la cara inferior de uno de los tornillos cercanos al foco de la lesión que está más cercano a la articulación esternoclavicular.

Caso para la posición libre del brazo: Para este escenario se aplicó una carga de flexión en un punto cercano a la región acromioclavicular, a 20 mm del foco de fractura; se dejó inmóvil la articulación esternoclavicular y se fijó la cara inferior de uno de los tornillos cercanos al foco de la lesión que está más cercano a la articulación esternoclavicular.

La región donde se aplicaron las cargas es una aproximación tomada en cuenta a partir de estudios previos (Iannolo et al., 2010), (Pendergast & Rusovici, 2015); ya que, hasta el momento no se sabe con certeza el punto exacto donde inciden las cargas. Los valores para el caso de abducción y rotación externa son sustraídos de la investigación de Iannolo, mientras que los de

flexión se sustraen de la investigación realizada por Pendergast; estos valores se pueden apreciar en la Tabla 2.

Tabla 2.

*Escenarios de carga aplicados a la clavícula en cada método de fijación.*

<b>Escenario</b>	<b>Tipo de carga</b>	<b>Carga</b>
<b>Abducción</b>	Compresión axial [N]	34,4
	Torque [N.mm]	398,0
<b>Rotación externa</b>	Tensión [N]	-20,6
<b>Posición libre</b>	Flexión [N]	32,6

## 4. Resultados

### 4.1 Experimentación

Tras los ensayos de flexión realizados a las clavículas y, mediante inspección visual de un profesional de la salud se determina que se produjeron fracturas desplazadas simples tipo 2B1 en la zona medial clavicular de los huesos; teniendo como referencia la clasificación de Robinson (Robinson & Ed, 1998). El 100% de las fracturas provocadas en las clavículas correspondieron al grupo A de la clasificación de la AO/OTA; fracturas sinminuta, es decir, no se observaron fragmentos; se determina que el 80% (ocho especímenes) corresponde al subgrupo A3 de transversas y, el 20% restante a lesiones oblicuas A2 (Hübner, Hausschild, Südkamp, & Strohm, 2011); resultados que se pueden ver en la Tabla 3. De los ensayos realizados en el laboratorio, se

obtuvo la carga máxima de fractura del material óseo y se calculó una rigidez para cada espécimen con los datos obtenidos; valores que se pueden apreciar en la Tabla 4.

Tabla 3.

*Información de las muestras claviculares. (a) Posición del espécimen, (b) longitud clavicular, (c) clasificación de las fracturas claviculares por grupo y tipo según la clasificación de Robinson, (d) clasificación de las fracturas claviculares por grupo y subgrupo según la clasificación de la AO/OTA.*

Espécimen	Posición	Longitud [mm]	Clasificación de Robinson		Clasificación de la AO/OTA	
			Grupo	Tipo	Grupo	Subgrupo
1	Derecha	144,81	desplazada	(2B1) simple	sinminuta	(A2) Oblicua
2	Izquierda	143,31	desplazada	(2B1) simple	sinminuta	(A3) Transversa
3	Izquierda	143,74	desplazada	(2B1) simple	sinminuta	(A3) Transversa
4	Derecha	140,12	desplazada	(2B1) simple	sinminuta	(A3) Transversa
5	Derecha	161,83	desplazada	(2B1) simple	sinminuta	(A3) Transversa
6	Izquierda	162,95	desplazada	(2B1) simple	sinminuta	(A3) Transversa
7	Derecha	146,52	desplazada	(2B1) simple	sinminuta	(A3) Transversa
8	Izquierda	144,73	desplazada	(2B1) simple	sinminuta	(A3) Transversa
9	Izquierda	152,08	desplazada	(2B1) simple	sinminuta	(A2) Oblicua
10	Derecha	144,4	desplazada	(2B1) simple	sinminuta	(A3) Transversa

Tabla 4.

*Resultados del ensayo. (a) Carga máxima de fractura (b) rigidez calculada*

Espécimen	Carga máxima de fractura [N]	Rigidez [N/mm]
1	812,22	109,51
2	711,41	97,06
3	1042,97	138,32
4	859,51	121,83
5	710,72	152,52
6	956,04	121,43
7	696,98	47,34
8	787,46	67,99
9	838,07	158,69
10	940,18	122,25

## 4.2 Validación del modelo FE

El modelo clavicular de este estudio fue validado con los resultados experimentales de un estudio escogido de la literatura científica (Demirhan et al., 2011); haciendo uso del método de rigidez tanto para la flexión (1) como para la torsión (2) como lo hace este autor.

$$K = \frac{F}{\delta} \left[ \frac{N}{mm} \right] \quad (1)$$

$$K = \frac{T}{\theta} \left[ \frac{Nm}{\text{grados}} \right] \quad (2)$$

Donde: F es la carga de flexión;  $\delta$  es el desplazamiento máximo en la ubicación donde el modelo se somete a la carga de flexión; T es el torque;  $\theta$  es el desplazamiento angular en la región esternoclavicular.

En la Figura 7 se puede apreciar la distribución de la deformación para la flexión y torsión obtenidos a partir del modelo FE con fijación de placa LCP. Los valores de desplazamientos se tomaron en los puntos indicados en la Figura 7a y Figura 7b para las dos condiciones planteadas; ubicaciones extraídas de una investigación experimental previa (Demirhan et al., 2011). Los resultados obtenidos en nuestra validación se pueden observar en la Tabla 5.



(a)



(b)

Figura 7. Distribución del desplazamiento para (a) la flexión y para (b) la torsión.

Tabla 5.

Resultados FEM obtenidos en el actual estudio para los casos de verificación.

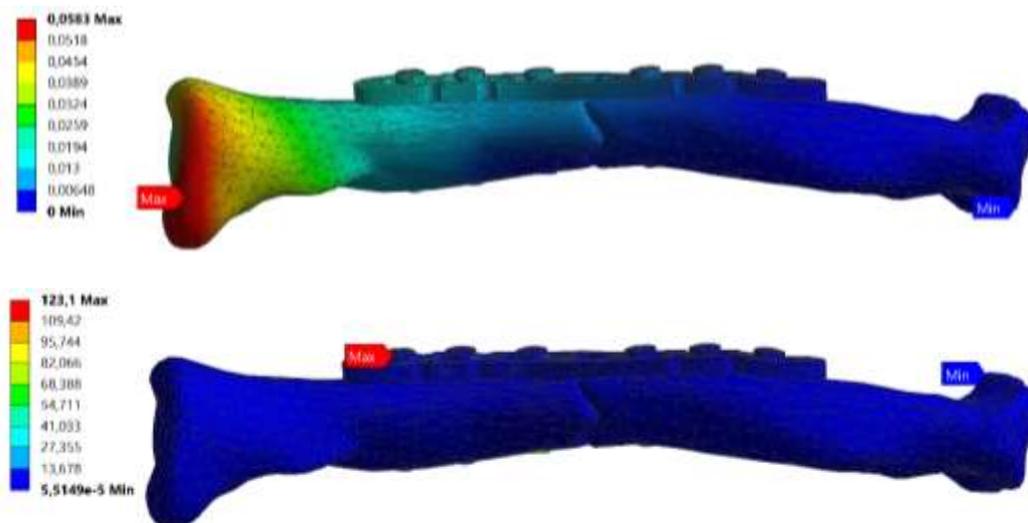
Rigidez	Experimental	FEM
Flexión [N/mm]	$32,61 \pm 2,19$	34,7
Torsión [N.mm/grados]	$703,23 \pm 101,11$	792,7

Los resultados obtenidos en nuestra validación se encuentran dentro de la desviación de los resultados experimentales, indicando la validez del modelo.

### 4.3 Condiciones de carga aplicada en el estudio actual

Los resultados obtenidos de esfuerzo máximo de von Mises y deformación máxima, para los modelos con fijación superior y anteroinferior tras la simulación en cada escenario pueden observarse en la figura 8 y Figura 9. La distribución de esfuerzos y deformaciones se definieron para el conjunto hueso – placa – tornillo, permitiendo una representación más amplia tras la fijación del implante en cada superficie. La figura 10 muestra de manera más apropiada la comparación de esfuerzos y deformaciones en los dos parámetros quirúrgicos utilizados en cada

caso. La fijación con placa superior se asoció con una mayor deformación y esfuerzo cuando el hombro realiza un movimiento glenohumeral de abducción; por el contrario, la fijación con placa anteroinferior en la clavícula tuvo un pico más alto de esfuerzo en la posición anatómica del brazo con una diferencia de 5% entre los dos métodos, y en el caso de movimiento de rotación externa una diferencia del 7%; también se encontró en el caso de rotación externa con fijación superior, una deformación mayor en la placa con un 57%, conllevando esto a su vez a deformar de manera intensa el hueso; de igual manera para este caso se observó una deformación gradual del 43% en el material óseo, cuando se utiliza el método anteroinferior, pero, con menor intensidad tanto en la placa como en el hueso. Cuando se fija el material de osteosíntesis en la posición superior, la placa se encuentra perpendicular al efecto de la carga de flexión, a diferencia de cuando el material es fijado en el área anteroinferior, donde la fuerza estaría dentro del plano de la carga incidente, llevando a un esfuerzo mayor pero mínimo, para el caso donde se aplicó este tipo de carga. Los esfuerzos se presentaron 100% en el implante cuando la fijación es superior; diferente, cuando se fijó anteroinferior, que, en el caso libre, el esfuerzo máximo, se da, en la superficie fija del tornillo; los picos más altos de deformación para los dos métodos de fijación se obtuvieron en el hueso.



(a)

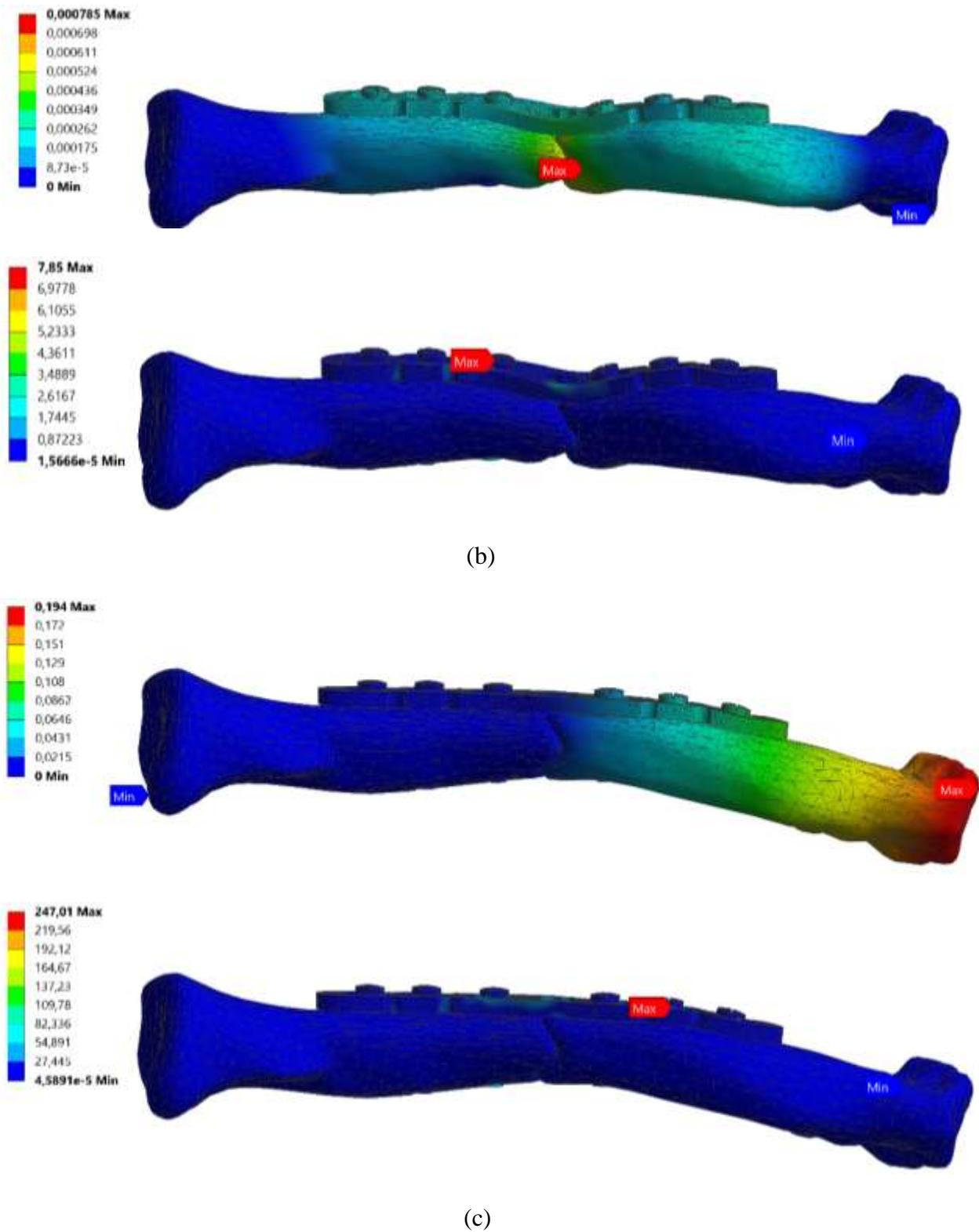
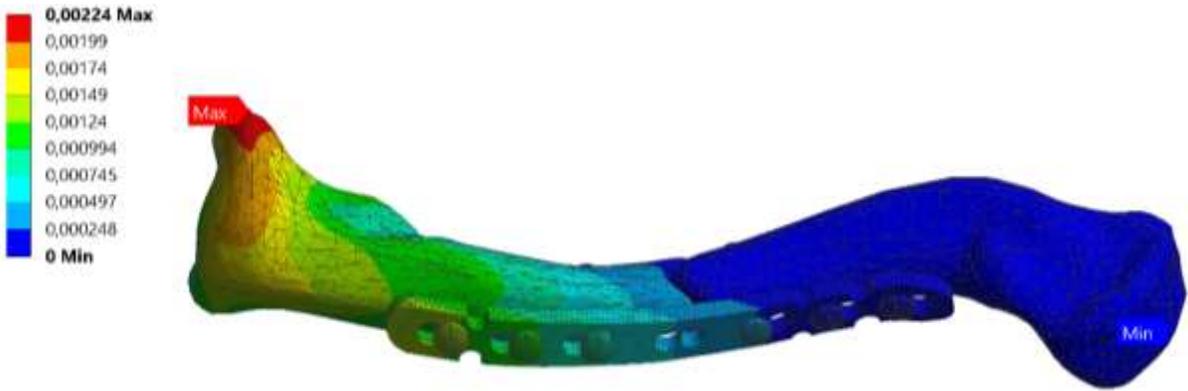
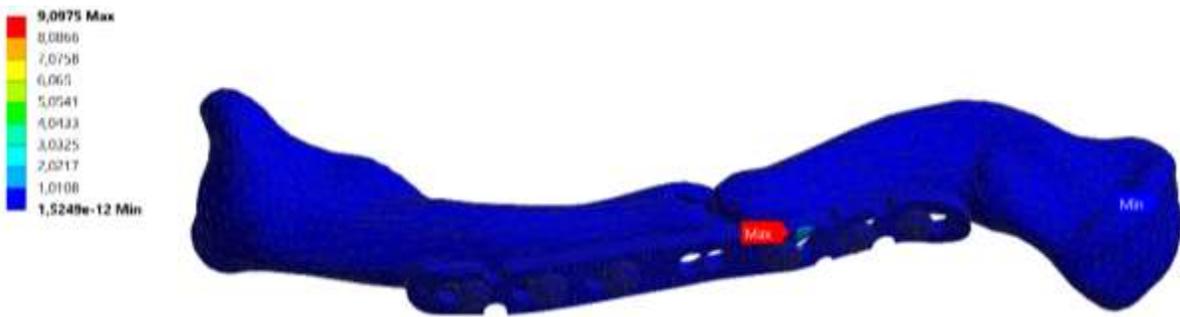
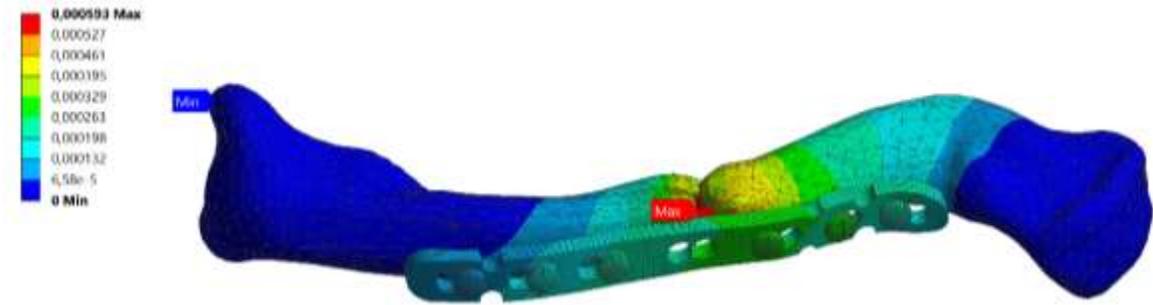


Figura 8. Distribución de la deformación y el esfuerzo para la fijación con placa superior en los escenarios de (a) abducción, (b) rotación externa, (c) posición libre.



(a)



(b)

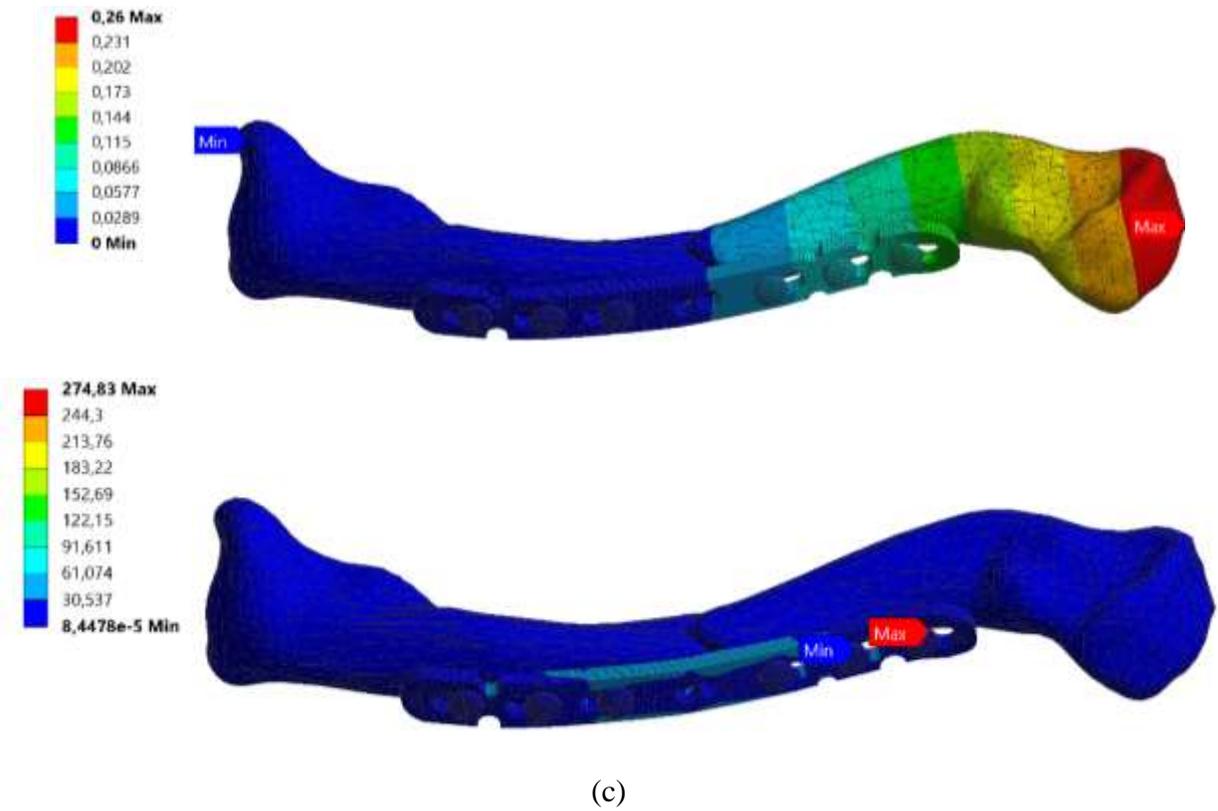
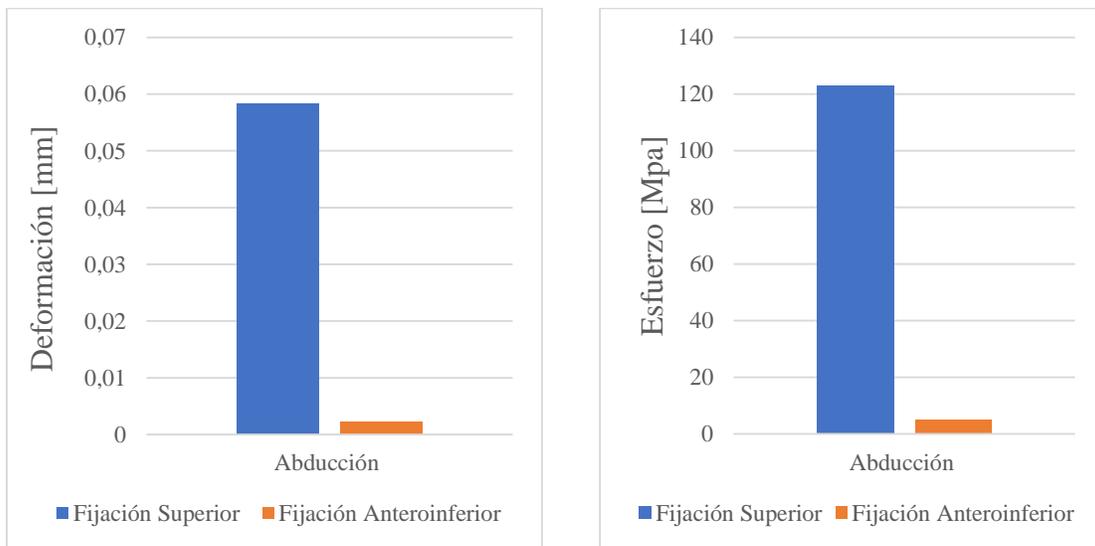
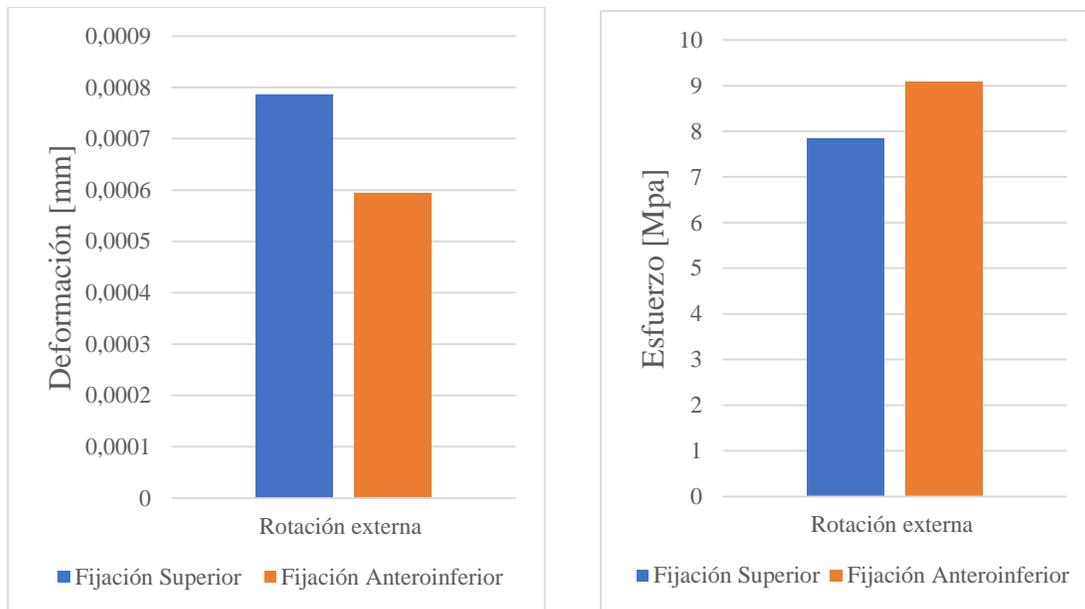


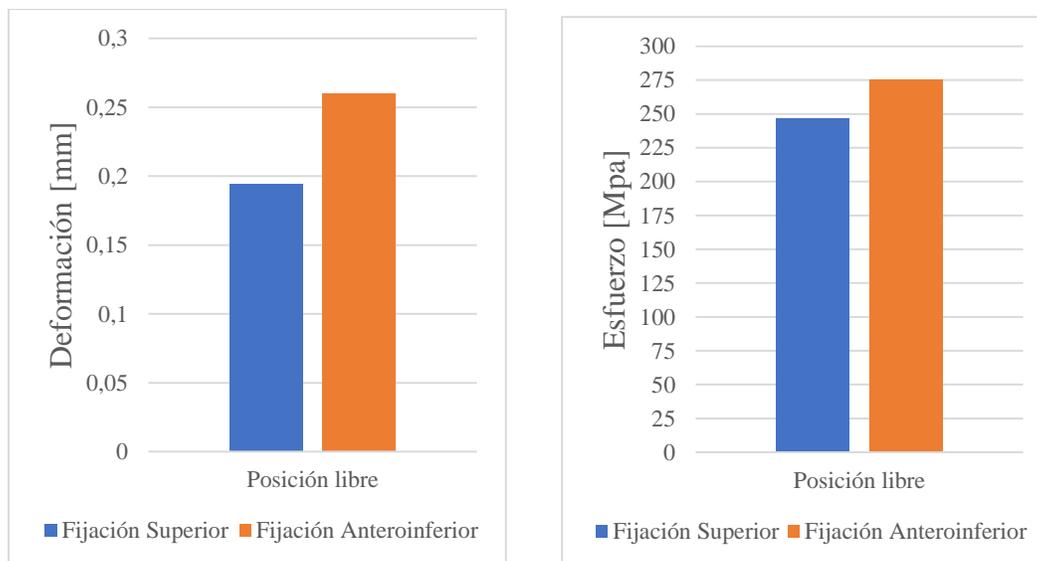
Figura 9. Distribución de la deformación y el esfuerzo para la fijación con placa anteroinferior en los escenarios de (a) abducción, (b) rotación externa, (c) posición libre.



(a)



(b)

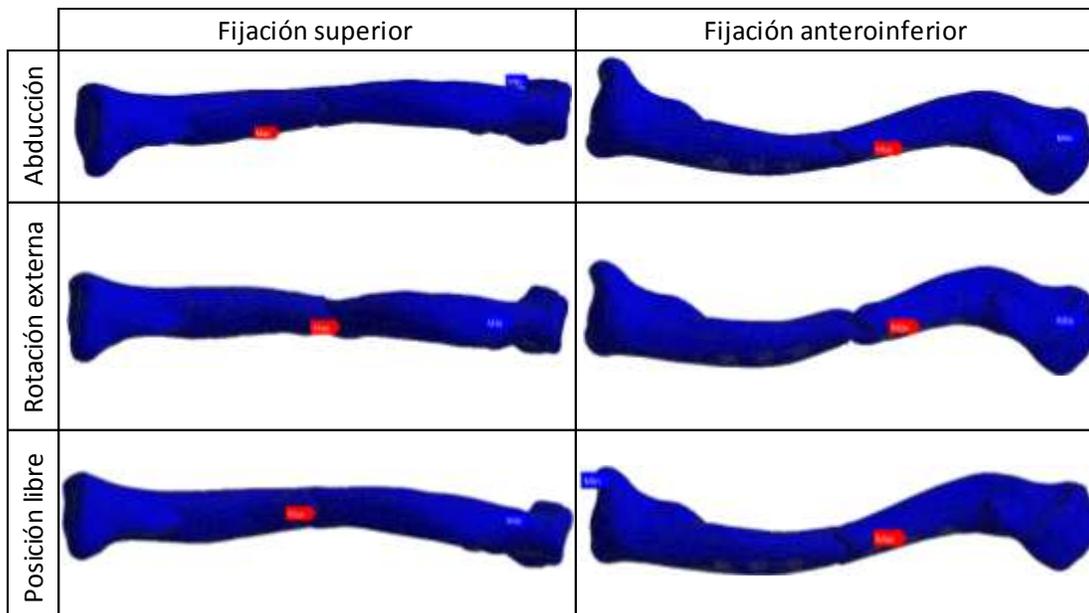


(c)

Figura 10. Comparación de los parámetros quirúrgicos de acuerdo con la deformación y el esfuerzo obtenido para (a) abducción, (b) rotación externa y (c) posición libre.

Para los escenarios de carga, la fijación con material de osteosíntesis conlleva a picos de esfuerzo óseo concentrados en el sitio de la lesión, para los casos de rotación externa y posición libre,

cuando se utiliza el método de fijación superior; para el caso de abducción el esfuerzo máximo se presentó en una región cercana al foco de fractura; al igual, que para los tres casos en los que existe una fijación con placa anteroinferior, tal como se observa en la Figura 11. El esfuerzo en los puntos indicados en la clavícula tiene valores positivos para todos los casos y métodos de fijación, mostrando de esta manera que se presentan esfuerzos de tensión. Para los escenarios de rotación externa y posición libre la diferencia de los esfuerzos entre la fijación superior y anteroinferior es del 7% y 5% respectivamente, valores que no representan diferencia significativa; por el contrario, en el caso de abducción el hueso presenta un esfuerzo mayor del 96% tras el parámetro quirúrgico superior.



*Figura 11.* Esfuerzos máximos en la clavícula, para el método con fijación superior y anteroinferior en los tres escenarios de carga.

## 5. Discusión

El propósito de este estudio fue buscar la posición adecuada donde se debería fijar el material de osteosíntesis tras una lesión clavicular a nivel medial, teniendo en cuenta las cargas anatómicas en el movimiento glenohumeral del hombro y en la posición libre del brazo.

Tras los ensayos mecánicos realizados al material óseo se pudo obtener un patrón de fractura el cual fue comparado con la clasificación existente en la literatura, además de datos, como, carga máxima de fractura y rigidez, información necesaria para poder tomar una muestra clavicular que cumpliera con los parámetros necesarios para poder desarrollar este trabajo.

El análisis de elementos finitos fue vital para comparar cuantitativamente los resultados de los dos parámetros quirúrgicos usados por los profesionales de la salud. El modelo clavicular generado a partir de un espécimen derecho y el cual fue utilizado en la investigación, presentaba fijación con placa LCP y fue confirmada su validez, obteniendo resultados que se encontraban dentro de la desviación estándar de las pruebas experimentales del estudio previo elegido. Los hallazgos encontrados en las simulaciones realizadas favorecieron la fijación con placa superior ya que ofrece tensiones menores en dos de los tres escenarios en comparación con la fijación anteroinferior; estas tensiones tienen una diferencia mínima entre los dos métodos de un 7% para el caso de rotación externa y 5% para el caso de la posición libre; los resultados obtenidos para la deformación en estos dos escenarios tuvo una diferencia no significativa; lo cual da una confiabilidad del uso de los dos métodos si se tuvieran en cuenta solo estas dos condiciones; para

el caso donde un movimiento de abducción, los resultados de la simulación muestran un mayor esfuerzo y deformación en la fijación superior lo cual favorece el parámetro quirúrgico anteroinferior.

La opción de fijar placas con material de osteosíntesis ofrece una mayor estabilidad para sanar una lesión ósea; por lo tanto, es importante que esta estabilidad proporcione resultados óptimos en el postoperatorio. Estudios previos con elementos finitos como el de Favre, encuentran una mayor tensión en la fijación superior cuando inciden cargas de flexión y compresión; finalmente en su estudio recomienda la posición anteroinferior como una opción adecuada para el implante, ya que su comportamiento esta cercano al de una clavícula sana (Favre et al., 2011). Otros estudio como el de Huang encuentra en su modelo con fijación anteroinferior un menor esfuerzo bajo cargas de flexión en voladizo, torsión y compresión axial, pero en contraste con todas las condiciones de carga simuladas encuentra que la placa superior es óptima para ser fijada; concluyendo así que los resultados obtenidos para los tres modelos comparados (superior, anterior y en espiral), tenían similitud en cuanto a estabilidad (Huang et al., 2016). En el estudio actual el modelo con un implante en la posición anteroinferior mostro un esfuerzo mayor para los casos de posición libre y rotación externa, pero con valores no significativos en comparación con la fijación superior; lo contrario ocurre con la abducción, donde el esfuerzo es mínimo para esta fijación; dando una confianza a que se pueda elegir la posición anteroinferior como opción adecuada, tras los resultados encontrados; hallazgos que podrían dar una perspectiva de confianza a los profesionales de la salud en el momento de fijar el material de osteosíntesis.

Algunas Limitaciones del estudio están en que no se tiene la posición exacta donde inciden las cargas anatómicas; además de que solo se tuvieron en cuenta las cargas en los movimientos

glenohumerales del hombro y la posición libre del brazo; sería importante analizar además, los resultados con la fuerza que ejercen los músculos y tendones; otra limitación, sería la distancia exacta desde el punto acromial y esternal en que se debe fijar la placa, además de, si el moldeo hecho al hueso, fue el pertinente, ya que no hay un parámetro que sea riguroso para seguir.

En conclusión, se identifica la posición anteroinferior como opción favorable para fijar el implante, ya que, los modos de esfuerzo son mínimos en comparación con la fijación superior; de igual manera, la deformación para el conjunto hueso-placa-tornillo con una fijación anterior fue menor; además, este método de fijación resiste adecuadamente el efecto del brazo en su posición libre, siendo importante este hecho, ya que es la posición natural que una persona mantiene en su diario vivir. Esta recomendación es viable para cargas que no son altas ya que, de ser así, debería realizarse otro estudio para saber si es recomendable de igual manera este parámetro quirúrgico.

**Referencias Bibliográficas**

- Ai, J., Kan, S. L., Li, H. L., Xu, H., Liu, Y., Ning, G. Z., & Feng, S. Q. (2017). Anterior inferior plating versus superior plating for clavicle fracture: A meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 1–9. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1517-1>
- Chen, C. E., Juhn, R. J., & Ko, J. Y. (2010). Anterior-inferior plating of middle-third fractures of the clavicle. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 130(4), 507–511. <https://doi.org/10.1007/s00402-009-0993-7>
- David Carvajal-Escobar, M., Gómez-Londoño, C., Borja-Gómez, W., & Elena Sepúlveda-Gallego, L. (2016). FRACTURAS DIAFISIARIAS DE LA CLAVÍCULA: REVISIÓN DE LA EVIDENCIA PUBLICADA. *Revista Biosalud*, 15(151), 87–97. <https://doi.org/10.17151/biosa.2016.15.1.10>
- Demirhan, M., Bilsel, K., Atalar, A. C., Bozdog, E., Sunbuloglu, E., & Kale, A. (2011). Biomechanical Comparison of Fixation Techniques in Midshaft Clavicular Fractures. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 25(5), 272–278. <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e3181ee3db7>
- Disegi, J. (2009). *Implant Materials . Wrought 18 % Chromium – 14% nickel – 2.5 % molybdenum stainless steel* (3rd edn). West Chester: Synthes (USA).
- Favre, P., Kloen, P., Helfet, D. L., & Werner, C. M. L. (2011). Superior versus Anteroinferior Plating of the Clavicle: A Finite Element Study. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 25(11), 661–665. <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e3182143e06>
- Formaini, N., Taylor, B. C., Backes, J., & Bramwell, T. J. (2013). Superior Versus Anteroinferior Plating of Clavicle Fractures. *Orthopedics*, 36(7), e898–e904.

<https://doi.org/10.3928/01477447-20130624-20>

Hill, J. M., McGuire, M. H., & Crosby, L. A. (1997). Closed treatment of displaced middle-third fractures of the clavicle gives poor results. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 79(4), 537–539. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.79B4.7529>

Huang, T.-L., Chen, W.-C., Lin, K.-J., Tsai, C.-L., Lin, K.-P., & Wei, H.-W. (2016). Conceptual finite element study for comparison among superior, anterior, and spiral clavicle plate fixations for midshaft clavicle fracture. *Medical Engineering & Physics*, 38(10), 1070–1075. <https://doi.org/10.1016/J.MEDENGPHY.2016.06.021>

Hübner, E. J., Hausschild, O., Südkamp, N. P., & Strohm, P. C. (2011). Clavicle Fractures – Is there a Standard Treatment? Zlomeniny klíční kosti – Existuje standardní léčba?, 78, 288–296. Retrieved from <https://pdfs.semanticscholar.org/5cb3/db52ba243e04341de42255a688439ac62e58.pdf>

Hulsmans, M. H. J., Van Heijl, M., Houwert, R. M., Timmers, T. K., Van Olden, G., & Verleisdonk, E. J. M. M. (2016). Anteroinferior versus superior plating of clavicular fractures. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 25(3), 448–454. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2015.09.005>

Hulsmans, M. H., van Heijl, M., Houwert, R. M., Burger, B. J., Verleisdonk, E. J. M., Veeger, D. J., & van der Meijden, O. A. (2018). Surgical fixation of midshaft clavicle fractures: A systematic review of biomechanical studies. *Injury*, 49(4), 753–765. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2018.02.017>

Iannolo, M., Werner, F. W., Sutton, L. G., Serell, S. M., & Vanvalkenburg, S. M. (2010). Forces across the middle of the intact clavicle during shoulder motion. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 19, 1013–1017. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2010.03.016>

Jaime Castaño Castrillón, J., Alejandra Cediél Brahyán Steven López L Zulay Karina Mosos Díaz

Santiago Rivera C Manuela Salgado A Diana Marcela Varón R Oscar Alberto Villegas Arenas, M. R., Alejandra Cediél, M. R., Steven López, B. L., Karina Mosos, Z. D., Rivera, S. C., ... Alberto Villegas, O. (2007). Caracterización epidemiológica de las fracturas en pacientes de 0 a 18 años de edad, ingresados al servicio médico de ASSBASALUD ESE en Manizales, Caldas.

Jones, T., & Dupaix, R. (2012). Finite Element Analysis of Human Clavicle Bone. Retrieved from [https://kb.osu.edu/dspace/bitstream/handle/1811/51831/2/Jones\\_Travis\\_FEA\\_of\\_Human\\_Clavicle.pdf](https://kb.osu.edu/dspace/bitstream/handle/1811/51831/2/Jones_Travis_FEA_of_Human_Clavicle.pdf)

Kim, S.-H., Chang, S.-H., & Son, D.-S. (2011). Finite element analysis of the effect of bending stiffness and contact condition of composite bone plates with simple rectangular cross-section on the bio-mechanical behaviour of fractured long bones. *Composites Part B: Engineering*, 42(6), 1731–1738. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2011.03.001>

Kontautas, E., Gerulis, V., Varžaitytė, L., Ambrozaitis, K. V., & Burkauskienė, A. (2015). Osteosynthesis of the clavicle after osteotomy in brachial plexus surgery: A biomechanical cadaver study. *Medicina*, 51, 112–116. <https://doi.org/10.1016/j.medici.2015.02.004>

Lu, M., Qiu, H., Zhou, X., Lee, C. S., Jiang, D., Dong, J., & Quan, Z. (2017). Superior versus anteroinferior plating of displaced midshaft clavicular fracture in patients older than 60 years. *Journal of International Medical Research*, 45(2), 753–761. <https://doi.org/10.1177/0300060517691698>

Lu, Y.-C., & Untaroiu, C. D. (2013). Statistical shape analysis of clavicular cortical bone with applications to the development of mean and boundary shape models. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 111(3), 613–628. <https://doi.org/10.1016/J.CMPB.2013.05.017>

- MacLeod, A. R., Pankaj, P., & Simpson, A. H. R. W. (2012). Does screw–bone interface modelling matter in finite element analyses? *Journal of Biomechanics*, *45*(9), 1712–1716. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.04.008>
- Marie, C. (2015). Strength analysis of clavicle fracture fixation devices and fixation techniques using finite element analysis with musculoskeletal force input. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *53*(8), 759–769. <https://doi.org/10.1007/s11517-015-1288-5>
- Miller, D. L., & Goswami, T. (2007). A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clinical Biomechanics*, *22*(10), 1049–1062. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.004>
- Partal, G., Meyers, K. N., Sama, N., Pagenkopf, E., Lewis, P. B., Goldman, A., ... Helfet, D. L. (2010). Superior versus Anteroinferior Plating of the Clavicle Revisited: A Mechanical Study. *Journal of Orthopaedic Trauma*, *24*(7), 420–425. <https://doi.org/10.1097/BOT.0b013e3181c3f6d4>
- Pendergast, M., & Rusovici, R. (2015). A finite element parametric study of clavicle fixation plates. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, *31*(6), e02710. <https://doi.org/10.1002/cnm.2710>
- Postacchini, F., Gumina, S., De Santis, P., & Albo, F. (2002). Epidemiology of clavicle fractures. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, *11*(5), 452–456. <https://doi.org/10.1067/mse.2002.126613>
- Rawlings, M., Knox, D., Patel, M., & Ackland, D. (2016). A hybrid approach to mid-shaft clavicle fixation. *Injury*, *47*(4), 893–898. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2016.01.042>
- Rennie, L., Court-Brown, C. M., Mok, J. Y. Q., & Beattie, T. F. (2007). The epidemiology of fractures in children. *Injury*, *38*(8), 913–922. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2007.01.036>

- Robinson, C. M., & Ed, F. (1998). THE JOURNAL OF BONE AND JOINT SURGERY Fractures of the clavicle in the adult EPIDEMIOLOGY AND CLASSIFICATION. *J Bone Joint Surg [Br]*, 80, 476–484. Retrieved from <https://pdfs.semanticscholar.org/f4e8/578d8540efcaef08243357597b5777ddafea.pdf>
- Uzer, G., Yildiz, F., Batar, S., Bozdag, E., Kuduz, H., & Bilsel, K. (2017). Biomechanical comparison of three different plate configurations for comminuted clavicle midshaft fracture fixation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(12), 2200–2205. <https://doi.org/10.1016/j.jse.2017.06.034>