



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

**DETERMINACIÓN MEDIANTE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS DE LA
ESTABILIDAD VERTEBRAL TORÁCICA APORTADA POR LA CUARTA COLUMNA**

QUE PARA OBTENER LA ESPECIALIDAD DE ORTOPEDIA

PRESENTA:
Javier Andrés Martínez Silva

TUTOR PRINCIPAL DE TESIS: David Lomelí Zamora
COMITÉ TUTOR: Carlos Josué Victoria Buitimea
Juan Pablo Contreras Félix

Hermosillo Sonora; julio de 2022



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.

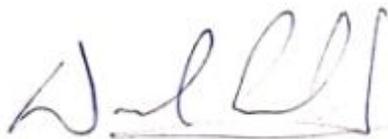
**HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DR. ERNESTO RAMOS BOURS
VOTO APROBATORIO DEL COMITÉ DE TESIS**

Hermosillo Sonora a 30 Junio 2022

**DR. RICARDO GUADALUPE CERVANTES LEON
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: **Javier Andrés Martínez Silva** 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**



**Carlos Josué Victoria Buitimea
Asesor de tesis**



**Juan Pablo Contreras Félix
Asesor de tesis**

DEDICATORIA

A Dios por darme la oportunidad de la vida.

A mi familia.

A Fátima Haros Valenzuela por ayudarme a ser mejor cada día y acompañarme a lo largo de la residencia.

A ti padre por haberme transmitido el gusto por esta hermosa especialidad.

A ti madre que fuiste, eres y serás la motivación más grande para lograr mis sueños.

Al Dr. David Lomelí Zamora por ser la pieza clave en mi formación profesional y por despertar el interés académico diariamente en sus residentes.

Al Dr. Alan Rojas Ayala y Dr. Carlos Josué Victoria Buitimea por transmitirme la pasión de la columna vertebral y enseñarme.

Al Dr. Juan Pablo Contreras Félix por siempre estar preocupado por la mejoría académica y profesional de sus residentes.

Al Hospital General del Estado de Sonora por haberme formado profesionalmente.

A mis compañeros residentes que siempre han estado al frente para ayudarme.

ÍNDICE

RESUMEN	5
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA Y JUSTIFICACIÓN	7
OBJETIVOS	8
OBJETIVO GENERAL	8
OBJETIVOS PARTICULARES	8
HIPÓTESIS CIENTÍFICA	9
MARCO TEÓRICO	10
RESULTADOS Y DISCUSIÓN	33
ANEXOS	52

RESUMEN

Las lesiones traumáticas de la columna son frecuentes y se acompañan de lesión neurológica en 15-20%, pueden ser lesiones estables o inestables esto depende del grado de afección de las columnas, deformidad y lesión de la banda de tensión, el tratamiento se basa en el grado de inestabilidad y la afección neurológica, el grupo de estudio de trauma espinal ha creado la clasificación TLICS por sus siglas en inglés (Thoracolumbar Injury Classification Score) (Anexo 1) y con la ayuda de este puntaje se puede tomar la decisión del manejo (conservador contra quirúrgico) sin embargo esta clasificación tiene zonas grises donde la toma de la decisión está dada por preferencia del cirujano (ejemplo TLICS 4 puntos), además no toma en cuenta el complejo esternal el cual influye en la estabilidad de la columna torácica y su integridad previene la deformidad cifótica.

Este estudio tuvo como objetivo determinar el comportamiento biomecánico de la cuarta columna en un modelo de fractura vertebral traumática, por medio de un sistema de cómputo se simularon cuatro modelos anatómicos todos ellos fueron sometidos a carga axial de 400 Newtons (N). Se demostró que el esternón fue una parte fundamental en la estabilidad de la columna torácica,, la lesión combinada (vertebral- esternal) aumentó severamente el esfuerzo (8 MPa a 747 MPa) en la columna vertebral y esto sobrepasó su límite plástico lo que generó inestabilidad que se ve representada por la deformidad global adquirida (1 mm a 45 mm), con base en esto finalizamos nuestro estudio con la idea de que los puntajes (ej. TLICS) que nos ayudan en la toma de decisiones terapéuticas deben incluir la cuarta columna.

INTRODUCCIÓN

Las fracturas de columna toracolumbar representan alrededor del 90% de las lesiones traumáticas, la localización T1- T10 representa el 16% y de estas lesiones una quinta parte se acompañan de compromiso neurológico [1-3], sin embargo las lesiones combinadas (fractura vertebral y fractura esternal) son raras lo que confieren riesgo significativo de inestabilidad mecánica por tal motivo requieren manejo específico [4]. Hasta la fecha de la investigación no existía tratamiento de elección en este tipo de lesiones por lo cual se pueden manejar con múltiples modalidades (conservador, fijación espinal, fijación esternal, o fijación combinada). Este estudio tuvo como objetivo determinar el comportamiento biomecánico de la cuarta columna vertebral en diferentes modelos simulados por computadora (1. Modelo Sano, 2. Modelo con fractura vertebral, 3. Modelo con fractura esternal, 4. Modelo con lesión combinada) aplicando una carga axial de 400 N, y con base en ello determinar si estas lesiones requieren una valoración y tratamiento diferente a la que se realiza a nivel mundial.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Las deformidades postraumáticas se llegan a presentar en lesiones estables que tienen infección esternal lo cual es un problema para el paciente, familiares y sistema de salud por las secuelas y los altos costos económicos que presenta la atención de dicha complicación. Por lo cual con un análisis biomecánico del comportamiento de estas lesiones se puede proponer una valoración y atención adecuada. De esta manera se puede reducir el número de complicaciones.

Pregunta de investigación:

¿La lesión de la cuarta columna confiere inestabilidad al estar asociada a una fractura vertebral torácica?

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Demostrar el manejo adecuado de los pacientes con lesión de la cuarta columna con base en un experimento objetivo.

OBJETIVOS PARTICULARES

Determinar cómo se comporta biomecánicamente la columna con la fractura del quinto cuerpo torácico vertebral cuando se acompaña de fractura oblicua corta del esternón a dos centímetros del manubrio.

HIPÓTESIS CIENTÍFICA

Se espera encontrar que la lesión asociada del cuerpo esternal y columna torácica confiera mayor inestabilidad biomecánicamente en comparación a una lesión aislada de columna.

MARCO TEÓRICO

Anatomía funcional de la columna torácica.

Las funciones de la columna vertebral se pueden resumir con la siguiente frase:

“Mantener las relaciones anatómicas entre sus subunidades con el objetivo de poder proteger la médula espinal, dar forma, alinear, y permitir distribución de cargas todo lo anteriormente descrito con la utilización del menor consumo de energía posible”.

La columna vertebral está formada por 33 vértebras las cuales se dividen en cinco regiones topográficas, en orden céfalo- caudal se dividen en 7 vértebras cervicales, 12 torácicas, 5 lumbares, 5 sacras y 4 coccígeas [5] (Figura 1). Las vértebras torácicas tienen características especiales las cuales responden a las funciones dadas del segmento (zona de transición, semirrígida, y protección), estas características son:

- Angulación cifótica del cuerpo vertebral con un promedio de 4° en el plano sagital, con un aumento progresivo del tamaño volumétrico del cuerpo en dirección cefalocaudal en T1 (anchura de 35 mm y profundidad 30 mm) y en T12 (anchura de 52 mm y profundidad 40 mm), los cuerpos vertebrales presentan carillas articulares únicas para las cabezas costales en T1, T11- T12 y hemicarillas costales para T1-T10 (Figura 2).

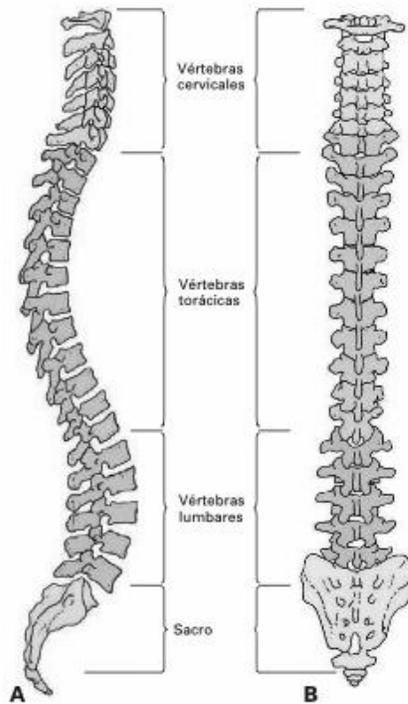


Figura 1. División de la columna vertebral (Tomado del libro de Anatomía Humana, J. A. García Porrero, 2005)

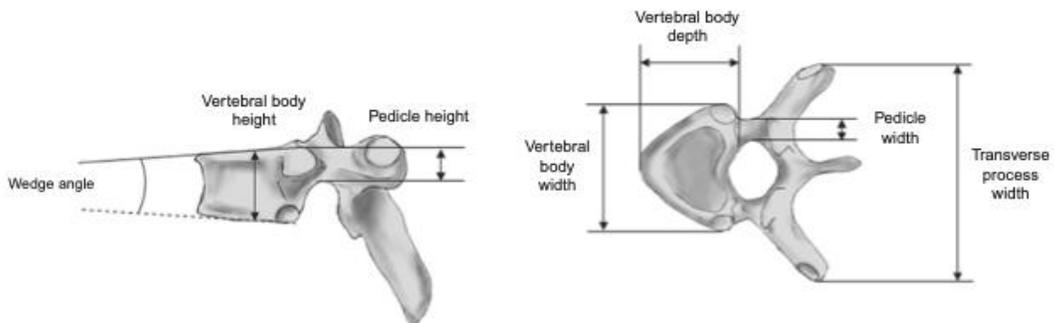


Figura 2. Morfología del cuerpo vertebral torácico (Tomado del artículo de Basic Biomechanics of the Thoracic Spine and Rib Cage, Christian Liebsch, 2018)

- Pedículos cortos y pequeños en el plano axial principalmente en la zona intermedia del segmento torácico (T5 3.5-4.0 mm de anchura), son más apicales de T9 a distal y más caudales de T1-T8
- Morfología del conducto torácico circular con un diámetro de 13,3 mm en T1 y 16,6 mm en T12 (Figura 3).
- Orientación de las facetas articulares superiores e inferiores biplanarmente (sagital 60° y coronal 20°) en forma de teja lo que restringe los movimientos de manera considerable (Figura 4).



Figura 3. Morfología del conducto vertebral torácico (Tomado de libro de Cirugía de columna toracolumbar, Rafael Ballesteros, 2012)

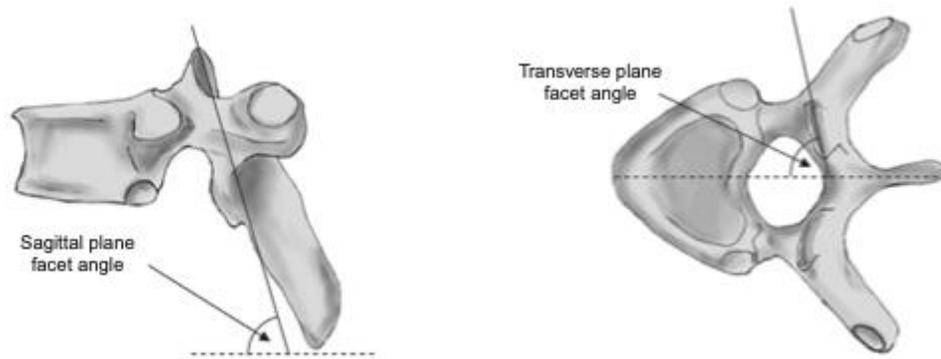


Figura 4. Orientación facetaria en columna vertebral torácica (Tomado del artículo de Basic Biomechanics of the Thoracic Spine and Rib Cage, Christian Liebsch, 2018)

El complejo ligamentario también tiene sus particularidades, (los cuales restringen el movimiento rotacional del segmento) (Figura 5).

- Ligamentos radiados e intraarticulares (en la articulación costovertebral): El ligamento radiado está formado por dos fascículos, anterior y posterior que restringen los movimientos de deslizamiento multiplanar de la cabeza costal sobre el cuerpo vertebral, el interóseo es un reforzamiento que sirve como eje articular.
- Ligamentos costotransversos: Son un conjunto de fascículos (superior, inferior, posterior, interóseos, lateral y laminar) que restringen los movimientos articulares similares a la costovertebral.
- Ligamentos capsulares facetarios: Son refuerzos de la capsula, consta de dos porciones, la posterior que es más fuerte y la anterior que es escasa y reforzada por el complejo ligamentario amarillo.

Al igual que el resto de la columna vertebral consta de elementos ligamentarios comunes (Figura 6):

- Ligamento longitudinal anterior: Origen en la porción basilar del occipital hasta el sacro, formado por tres porciones, una corta que une cuerpos adyacentes, otra larga que salta segmentos para insertarse en otros no continuos y uno extra que es menos constante, no presta inserción en el disco intervertebral.

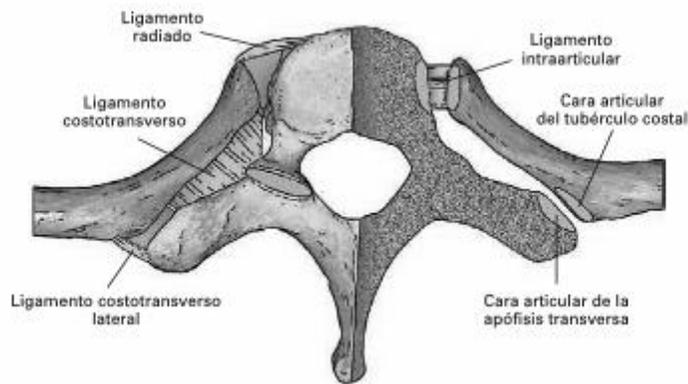


Figura 5. Ligamentos especiales de la columna torácica (Tomado del libro de Anatomía Humana, J. A. García Porrero, 2005)

- Ligamento longitudinal posterior: Es más delgado que el anterior, tiene dos porciones una central que se inserta en los cuerpos adyacentes y dos extensiones laterales que se insertan en el disco vertebral.
- Ligamento amarillo o flavum: Al igual que el resto se forma por dos partes, una superficial y otra profunda que van de cara anterior de la lamina suprayacente a borde superior de la infrayacente desde C2-S1 y refuerzan la cara anterior de la capsula articular facetaria.
- Ligamento intertransversos: Pequeños fascículos desde la punta de la transversa a la base de la infrayacente se continúan con la fascia toracolumbar.

- Ligamento interespinoso: Muy poco desarrollado.
- Ligamento supraespinoso: En forma de cordón menos desarrollado que a nivel lumbar.

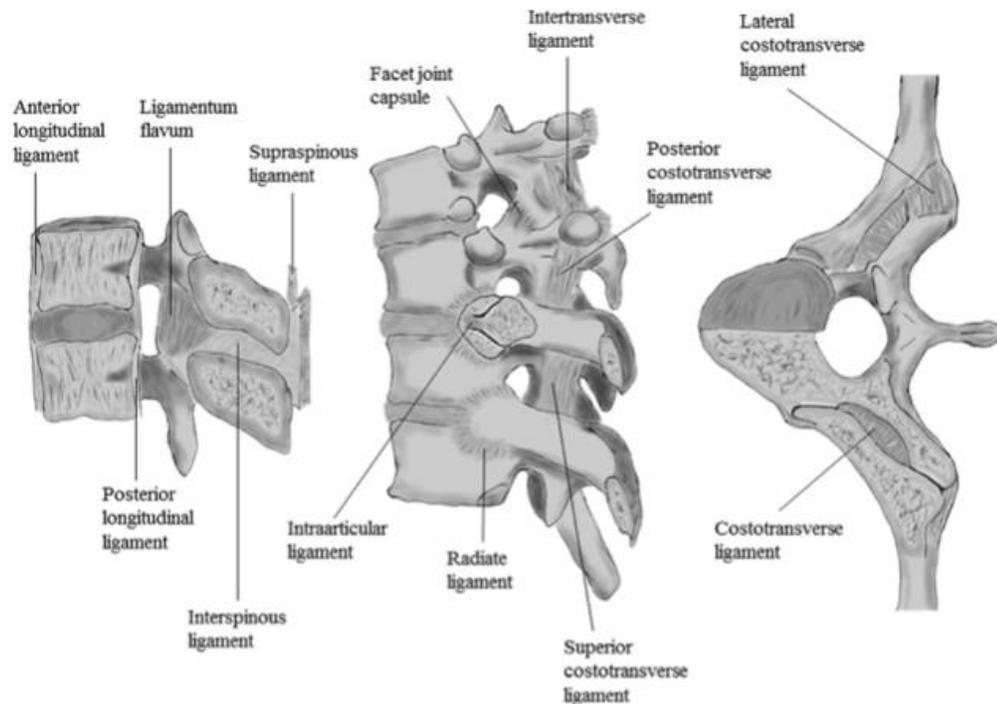


Figura 6. Ligamentos comunes de la columna torácica (Tomado del artículo de Basic Biomechanics of the Thoracic Spine and Rib Cage, Christian Liebsch, 2018)

La caja torácica es un conjunto de estructuras que tienen como objetivo principal proteger a los órganos que se encuentran dentro de ella y como función secundaria dar forma y estabilizar la columna torácica, está formado por dos grupos óseos (complejo esternal y complejo costal) (Figura 7), el complejo esternal está formado por tres subunidades

manubrio, cuerpo y apófisis xifoides, los cuales en la edad adulta se fusionan entre sí, tienen carillas articulares para las primeras siete costillas (Figura 8).

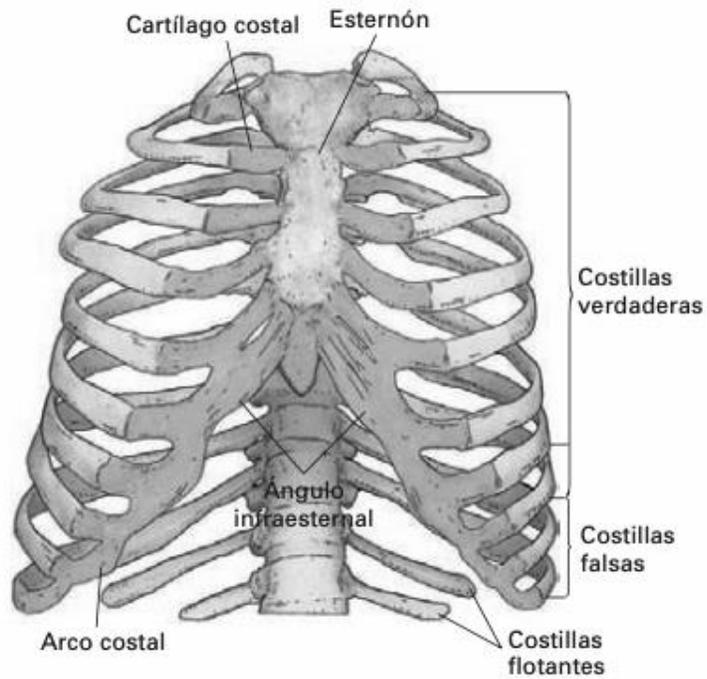


Figura 7. Caja torácica (Tomado del libro de Anatomía Humana, J. A. García Porrero, 2005)

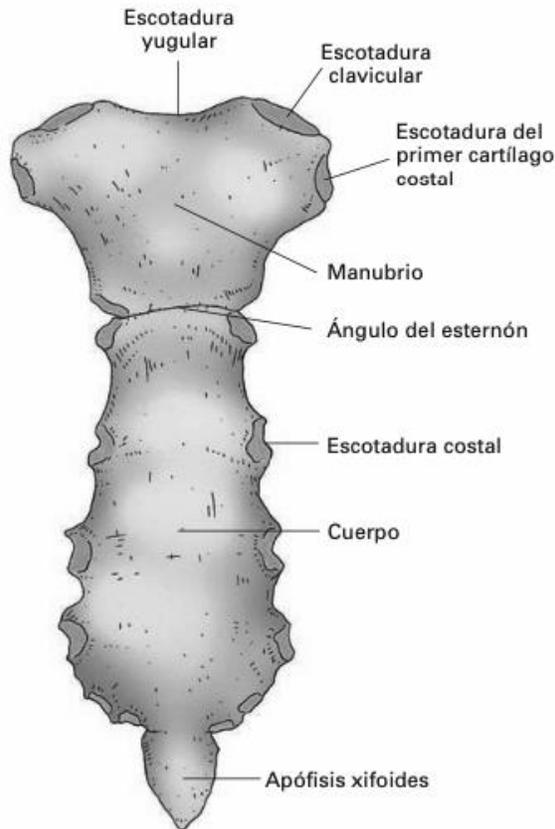


Figura 8. Complejo esternal (Tomado del libro de Anatomía Humana, J. A. García Porrero, 2005)

El complejo costal está formado por estructuras pares alargadas pero estructuralmente catalogadas como huesos planos “costillas” las siete primeras se articulan directamente con el esternón por medios cartilagosos y se denominan verdaderas, la octava, novena y décima costilla se unen a las primeras siete, son clasificadas como falsas, y las últimas dos no se articulan a nivel distal y se les llaman flotantes por esta característica.

Cada costilla presenta cabeza que se articula con el cuerpo vertebral, cuello que sirve para inserción ligamentaria, tubérculo (ausentes en las costillas flotantes) que sirve como zona de unión en la articulación costovertebral, cuerpo que presentan en su porción inferior

el surco costal por donde discurre el paquete intercostal, y en su zona más distal presenta la zona de unión condral (desde la primera a la décimo primera costilla).

Las uniones condrales de las costillas al esternón mejoran la transición de las cargas y mejoran la flexibilidad de la caja.

La caja torácica está reforzada por estructuras músculo- fasciales que generan movimiento y la estabilizan de manera dinámica, entre ellos los músculos intercostales, diafragma, pectorales, serratos, entre otros [6] (Figura 9).

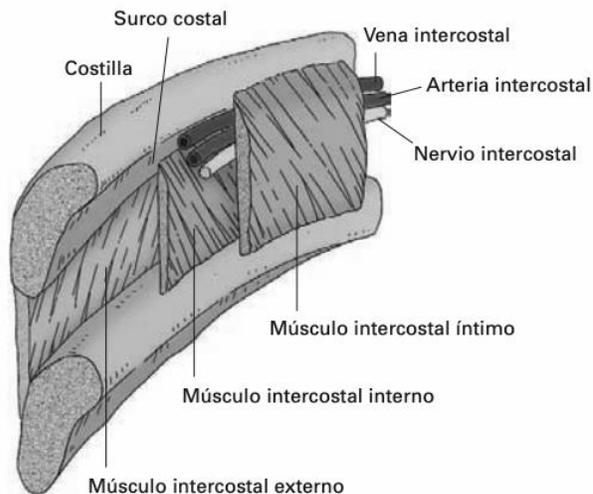


Figura 9. Músculos intercostales (Tomado del libro de Anatomía Humana, J. A. García Porrero, 2005)

Biomecánica de la columna torácica.

La columna vertebral tiene 4 funciones, (proteger el tejido nervioso, capacidad para distribuir las cargas, dar morfología raquídea y permitir el movimiento) las cuales se entrelazan para permitir una adecuada función, dentro de la capacidad mecánica para distribuir cargas se ve englobada la estabilidad lo que se refiere a la capacidad que tiene la

columna vertebral para tolerar cargas fisiológicas y no presentar deformidad, dolor, ni compromiso neurológico, cuando esto no se cumple se considera inestabilidad [7].

El conjunto de la columna vertebral con su caja torácica se comporta como un todo, sin embargo cada segmento contribuye con el movimiento global lo que permite tres grados de libertad (flexión- extensión (eje Y), inclinaciones laterales derecha e izquierda (eje X) y rotación (eje Z)), el eje de rotación en el plano Y es el de mayor importancia por las fuerzas a las que está solicitada la columna vertebral [8] (Figura 10).

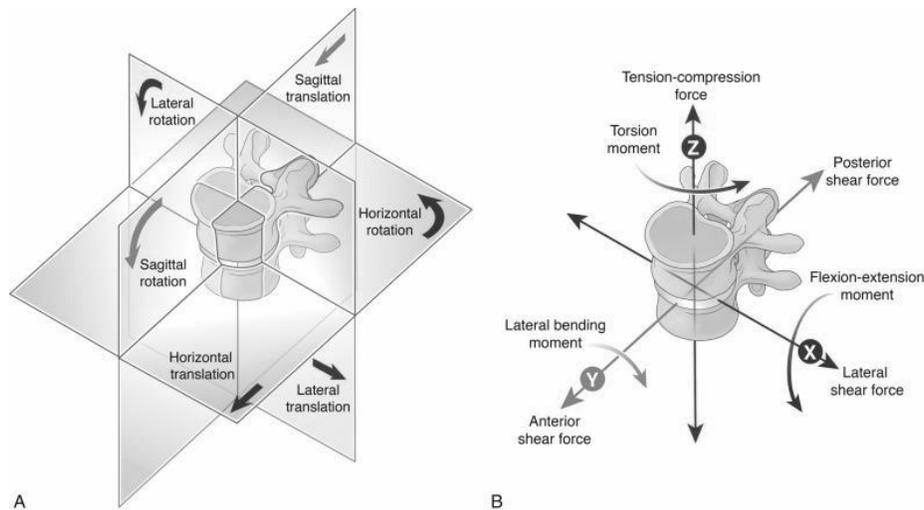


Figura 10. Planos y direcciones del movimiento vertebral (Tomado del Libro de la Columna, Rothman- Simeone, 2018)

Las vértebras tienen estabilidad inherente debido a su forma, carillas articulares, ligamentos y músculos, esta capacidad es potenciada por la caja torácica (costillas- esternón).

Un claro ejemplo de lo anteriormente descrito es que el movimiento en el plano sagital de la unidad funcional torácica en ausencia de caja permite en promedio 4-5° siendo esto un movimiento global (T1-T12) de 40-50° y al tener presente la caja torácica el

movimiento global es en promedio de 7.9° (2.64° - 15.64°) esto demuestra la gran estabilidad que confiere este complejo [7,9].

La columna torácica presenta una curvatura primaria en promedio de 35° y es solicitada a flexión durante la mayor parte de las actividades de la vida diaria, la carga que se distribuye a través de ella es concéntrica sin embargo por su morfología (cifosis) se comporta desde el punto de vista mecánico como excéntrica motivo por el cual sus columnas son solicitadas a diferentes esfuerzos (Figura 11) [10].

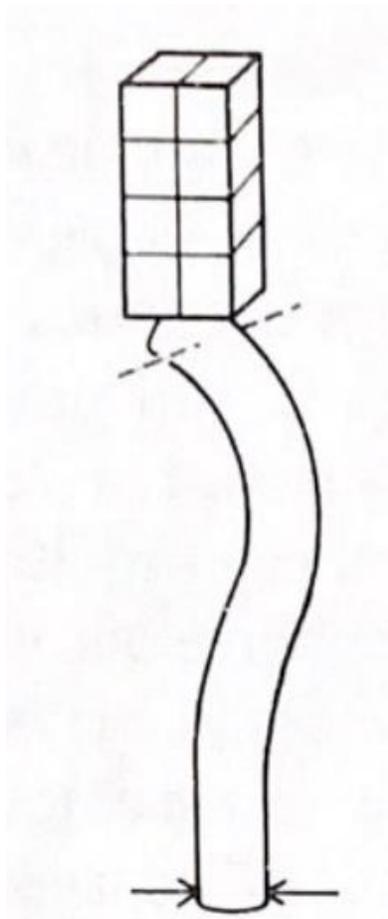


Figura 11. Morfología cifótica y efecto de la carga (Tomado del Libro de Biomecánica práctica en Ortopedia, Eric L. Radin, 1981)

La primera clasificación de las columnas fue descrita en 1963 por Holdsworth el cual dividió en dos columnas [11] (Figura 12) dicha teoría siguió durante muchos años, incluso White- Panjabi en su libro *Clinical Biomechanics of the Spine* 1990 seguía proponiendo la teoría de las dos columnas, sin embargo en 1983 Francis Denis describió que la estabilidad está dada por tres columnas (Figura 13) y que al tener lesión de dos o más de ellas se debe considerar inestabilidad biomecánica lo cual sigue vigente hasta el día de hoy [12].

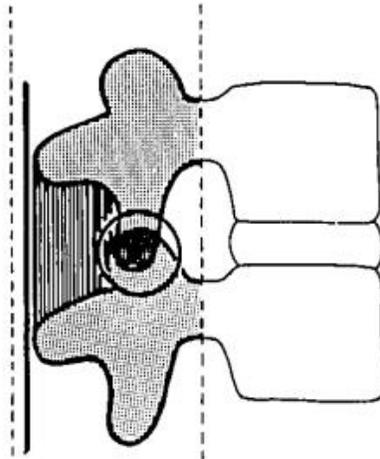


Figura 12. Teoría columnar de Holdsworth (Tomado del artículo de *Fractures and dislocations of the spine*, Holdsworth, 1963).

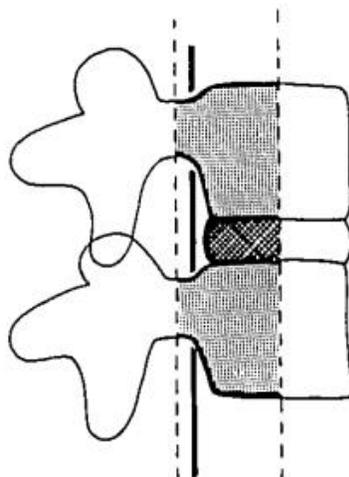


Figura 13. Teoría columnar de Denis (tomado del artículo de *The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries*, Francis Denis, 1983)

Sin embargo como ha ido avanzando el conocimiento científico que ha demostrado que la estabilidad no está dada solamente por estructuras estáticas como tejido óseo y complejo capsulo- ligamentario, si no que también intervienen las inserciones musculares, en la región torácica (T1-T10) la caja torácica ayuda en la estabilidad global espinal, por lo cual una lesión en la misma afecta el comportamiento estable de la columna bajo cargas fisiológicas.

En 1993 Berg realizó una publicación donde describe que en la columna torácica existe una cuarta columna a la cual le llamó “complejo esternal” y tiene función de puntal, este concepto ha sido estudiado por otros autores [9,13-18] (Figura 14) los cuales han observado que la lesión de esta columna con o sin compromiso vertebral puede generar una deformidad cifótica [19]

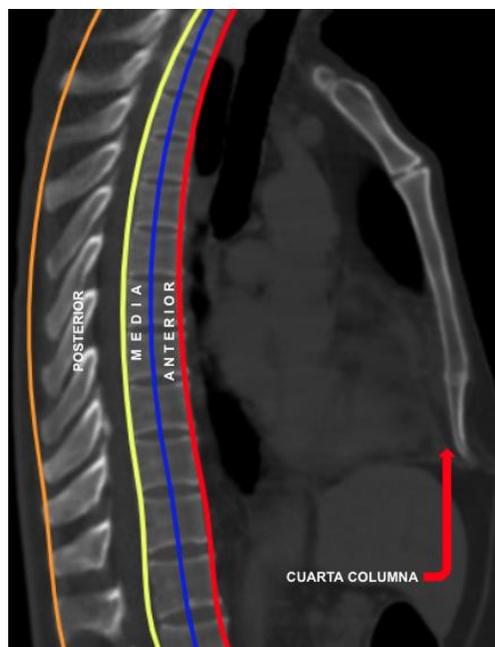


Figura 14. Teoría columnar de Berg.

En el 2017 el grupo de trabajo de Robert Pearse Piggott publicó que las lesiones metastásicas a esternón también favorecen la deformidad cifótica aún en ausencia de patología espinal [16]

Al analizar cómo se distribuyen las cargas a través de las cuatro columnas se pueden explicar de la siguiente manera:

La columna anterior y media de Denis soporta cargas de compresión, en cambio la columna posterior es solicitada a tensión y la cuarta columna de Berg tiene función de puntal aumentando la resistencia a la flexión de el resto de las columnas, la columna y caja torácica en conjunto se comportan como la segunda columna de Pauwels la región anterior está solicitada a compresión (75% de la carga axial) y otra región solicitada a tensión (25% de la carga axial).

De esta manera se comprendió la importancia que tiene el esternón para servir como puntal y limitar los movimientos en el plano sagital [20].

Estudios de elementos finitos.

El análisis de elementos finitos (AEF) es un método de simulación por computadora el cual es una herramienta útil para múltiples áreas de la salud, en cirugía de columna nos ayuda a comprender mejor la biomecánica en condiciones normales y enfermas, por medio del sistema de cómputo se analizan los comportamientos mecánicos de una estructura mediante distintos programas informáticos, su utilización se enfoca principalmente en determinar los desplazamientos y esfuerzos que actúan sobre un cuerpo al ser solicitado, un ejemplo de la utilidad del AEF es que al obtener los resultados de cómo se comporta un

modelo (columna vertebral) los ingenieros pueden idear diseños de implantes adecuados para restablecer la biomecánica y con ello resolver los problemas clínicos.

El AEF se ha convertido en un método eficiente y confiable para predecir el comportamiento de los modelos en condiciones fisiológicas y enfermas por ello es la base de una línea de investigación, actualmente los cirujanos los utilizan cada vez más para tomar decisiones en el tratamiento, dentro de las limitaciones que presentan estos estudios es que no se puede valorar el comportamiento global espinal por ello se recomienda realizar análisis sectoriales (cervical, torácico, o lumbosacro) y con ello disminuir la probabilidad de error, el modelado muscular es otra limitación por ellos no se incluyen en la mayoría de los estudios, sin embargo los resultados son orientadores, un ejemplo es esto es la utilización de prótesis discal lumbar para enfermedad degenerativa la cual se basó de los resultados de estudios en AEF [21,22].

En nuestra institución se han realizado los siguientes estudios:

1. Resistencia de la sutura de polietilentereftalato en la plastia coracoclavicular (García 2021).
2. Evaluación de la importancia de la esquina posterolateral en la estabilidad de la rodilla (Baidón 2020).
3. Ostectomia proximal de peroné para redistribución de cargas en mesetas tibiales (Huitrón 2020)
4. Valoración de las sollicitaciones en flexión en tibia con diferente configuración de fijador externo tipo Charnley-Müller (Fierro 2015).

Los resultados de estos estudios han ayudado a mejorar, innovar y ampliar las líneas de investigación en ortopedia [23-31].

Estado del arte

En el momento de nuestra investigación se encontraron múltiples publicaciones clínicas, y biomecánicas [4,6,7,9,14,15,16,18] en las cuales la contribución de la cuarta columna a la estabilidad de la columna vertebral torácica es fundamental, esta cuarta columna funciona como puntal al limitar el vector de flexión.

Con base al aporte biomecánico de la cuarta columna para evitar la flexión excesiva de la columna vertebral torácica se consideró que la contención se logra siguiendo el principio del arco romano por ello; los resultados de nuestro estudio dieron aporte científico cuantitativo para determinar el porcentaje de contribución biomecánica.

MATERIALES Y MÉTODOS

Taxonomía y clasificación de la investigación

Estudio experimental básico y explicativo por medio de simulación de análisis de elementos finitos.

Población de estudio y tamaño de muestra

Modelo único sano.

Criterios de selección de la muestra

Modelo único, de un sujeto sano anónimo de 25 años a partir del cual se simuló la columna torácica de T1-T12 el cual incluye caja torácica y estructuras de la banda de tensión posterior.

Recursos empleados para la investigación

- **Humanos:**
 - Residente de ortopedia y traumatología.
 - Ingenieros mecánicos.
- **Físicos:**
 - Ordenador personal marca Predator Helios 300, CPU Intel core i7 7700HQ
- **Financieros:**
 - El material para análisis y manejo de datos fue proporcionado por el personal investigador.

Procedimiento para la obtención de resultados

La geometría se obtuvo de una tomografía computada (TC) de columna torácica de un masculino sano anónimo de 25 años, de esa TC se obtuvieron las vértebras y caja torácica, obtenida del sitio web Embodi3D, en formato STL, estas fueron adaptadas para su simulación en SolidWorks 2020, donde además se dibujaron y agregaron al modelo los discos intervertebrales, incluyendo el anillo fibroso y núcleo pulposo.

La geometría se importó y modeló en COMSOL Multiphysics, un programa de simulación y análisis que utiliza el método de los elementos finitos y métodos numéricos avanzados para llevar a cabo simulaciones multifísicas o acopladas complejas.

Se modeló una estructura de caja torácica y cuerpos vertebrales, incluyéndose el esternón, se establecieron cuatro modelos de estudio diferentes: 1. Sano, 2. Fractura de la quinta vértebra torácica, 3. Fractura del esternón, 4. Fractura de la quinta vértebra torácica y del esternón.

Para la simulación de paciente sano, el modelo mallado consta de una malla completa que consiste en 565,314 elementos tridimensionales, 176,683 caras superficiales, y 4,955 aristas (Figura 15).

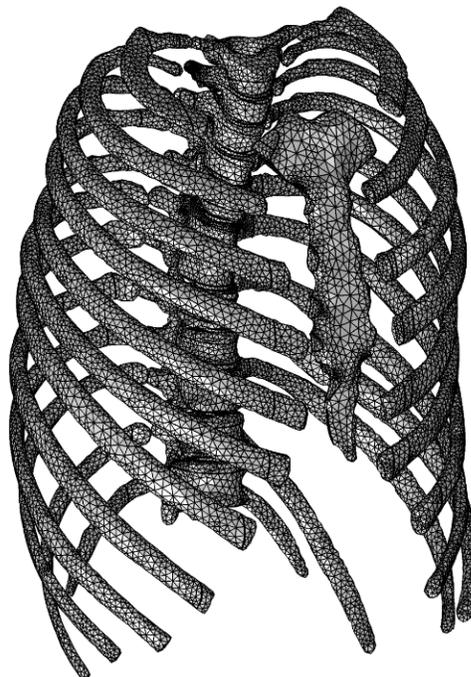


Figura 15. Malla completa modelo sano.

Las condiciones de frontera que se aplicaron en los 4 casos de estudio fueron las siguientes: una carga de 400N en la parte superior del cuerpo vertebral, así como una condición de restricción fija en la cara inferior de la vértebra T12, necesario para poder resolver la simulación, como punto de referencia.

Las estructuras ligamentarias se modelaron como acoplamientos de tipo flexible, y en algunos casos de tipo rígido, según corresponda, esto incluye los ligamentos de la banda de tensión (supraespinoso, interespinoso, amarillo, facetarios) vertebrales (longitudinal anterior y longitudinal posterior), costoespinales (radiados y costovertebrales) este tipo de acoplamiento permite que la aportación física y mecánica de los ligamentos sea tomada en cuenta en la simulación, con la ventaja que no es necesario dibujarlos, ni mallarlos en el modelo, simplificando el modelo y haciéndolo más eficiente para manipularlo, sin perder fiabilidad mecánica en los resultados.

Las propiedades de los materiales utilizadas en el modelo fueron: para las estructuras óseas, un Módulo de Young de 12 GPa, una relación de Poisson de 0.3 y una densidad de 1560 Kg/m³, para el anillo fibroso de los discos intervertebrales un módulo elástico de 0.55GPa, una relación de Poisson de 0.3 y una densidad de 1000 Kg/m³ y para el núcleo pulposo un módulo elástico de 1 MPa, un coeficiente de Poisson de 0.49 y una densidad de 1000 Kg/m³ [32].

Para los casos fracturados, se modificó la geometría de la estructura, para simular una fractura en la vértebra T5, se recortó 50% de la geometría, dicha modificación se muestra en la siguiente figura, de la misma forma para simular el caso de esternón fracturado se modificó la geometría del esternón para simular una fractura oblicua similar a la que se presenta

en algunos pacientes con fractura de esternón, cabe mencionar que el corte en la geometría se hizo en la zona del esternón que presenta una mayor concentración de esfuerzos en las simulaciones de paciente saludable (Figura 16 y 17).

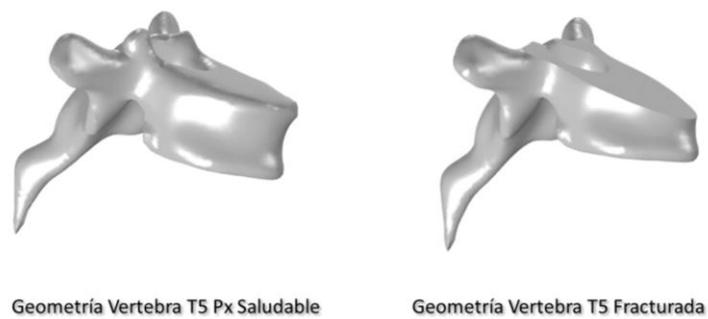


Figura 16. Comparación de geometría.

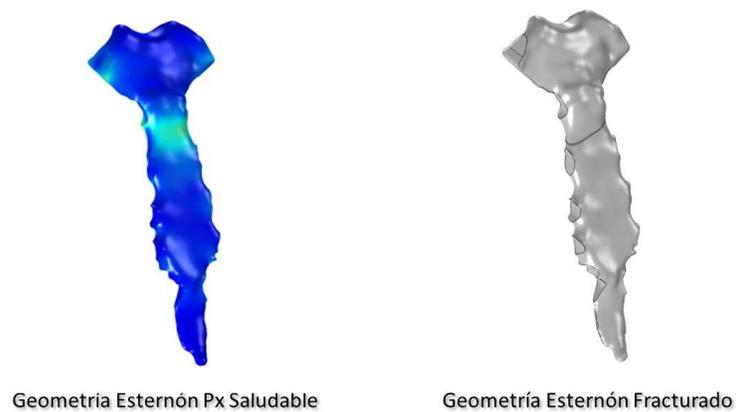


Figura 17. Comparación de esternón.

Las simulaciones se llevaron a cabo en el módulo de mecánica estructural de COMSOL, y se realizaron análisis estacionarios para todos los casos donde se obtuvieron datos de distribución de esfuerzos de Von Mises y desplazamientos mostrados en las gráficas de resultados posteriores.

Categorización de variables estadísticas

Variable	Dependencia de la variable	Definición operacional	Tipo de variable	Escala de medición
Carga	Independiente	Aplicación de 400 N sobre plataforma superior de T1.	Cuantitativa discreta	Newtons (N)
Deformidad	Dependiente	Alteración de la morfología al ser presentar un esfuerzo de 400 N.	Cuantitativa continua	Milímetros (mm)
Fractura vertebral	Independiente	Acuñamiento del 50% de la	Cualitativa dicotómica	Si/No

		altura de la columna anterior de T5.		
Fractura esternal	Independiente	Fractura oblicua entre la unión del 2-3° arco costal.	Cualitativa dicotómica	Si/No
Fractura combinada (vertebral y esternal)	Independiente	Acuñamiento del 50% de la altura de la columna anterior de T5 + Fractura oblicua entre la unión del 2-3° arco costal.	Cualitativa dicotómica	Si/No

Análisis de datos por objetivo

Se analizaron los efectos que presenta la columna torácica y el complejo esternal con base a dos variables (Carga tolerada y deformidad y) al ser sometidos a 400 N.

Objetivo	Variables	Unidad de medición
Determinar y describir en qué área se distribuye la carga	Carga	Megapascales (MPa)
Comparar el grado de desplazamiento en milímetros de los diferentes modelos simulados.	Deformidad	Milímetros (mm)

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

A partir de un modelo de 565314 elementos tridimensionales, 176683 caras superficiales, y 4955 aristas al cual se le aplicó una carga de 400 N en la plataforma superior de T1 en los 4 modelos (sano, fractura de T5, fractura esternal y fractura combinada de esternón- T5) y posteriormente por medio del sistema COMSOL se obtuvieron los siguientes resultados:

- **Modelo A sano** (Figura 18): La zona que presentó más estrés a nivel vertebral fue la columna anterior de T6 (fuerza en compresión) (Figura 19) (8 MPa), la carga por la parrilla costal se distribuyó principalmente por el primer y segundo arco (Figura 20) (14 MPa), en el esternón la unión entre la segunda y tercer costilla es la zona que más se solicitó (fuerza en compresión) (Figura 21) (9 MPa), la deformidad que presentó fue de 1 mm.

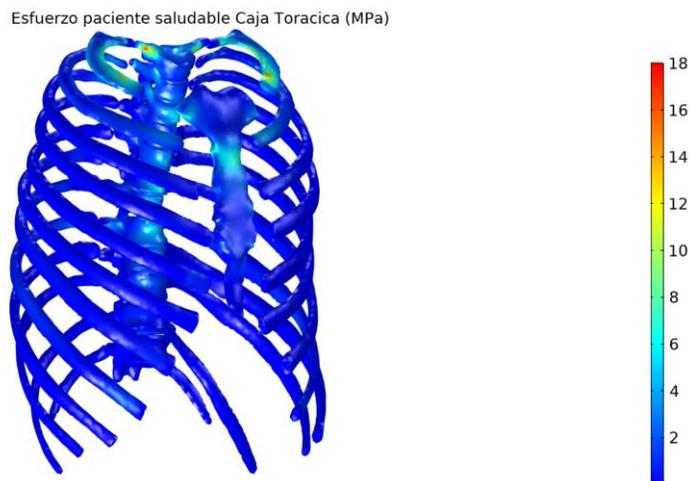


Figura 18. Modelo A.

Esfuerzo paciente saludable Vertebra T6 (MPa)

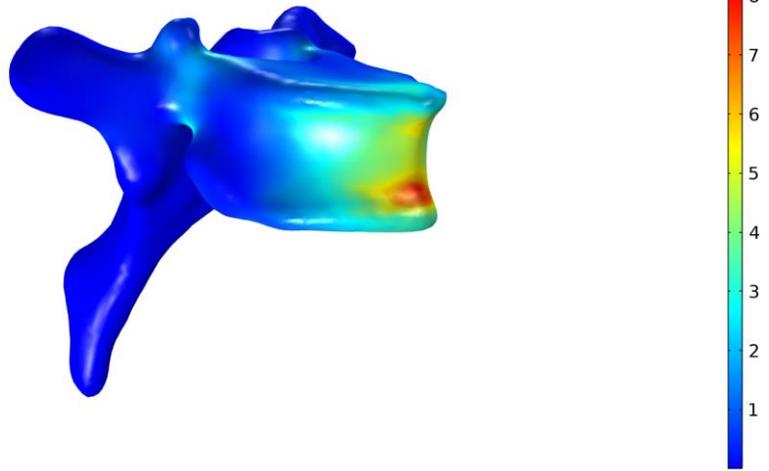


Figura 19. Modelo A, esfuerzo en T6.

Esfuerzo paciente saludable Costillas 1 y 2 (MPa)

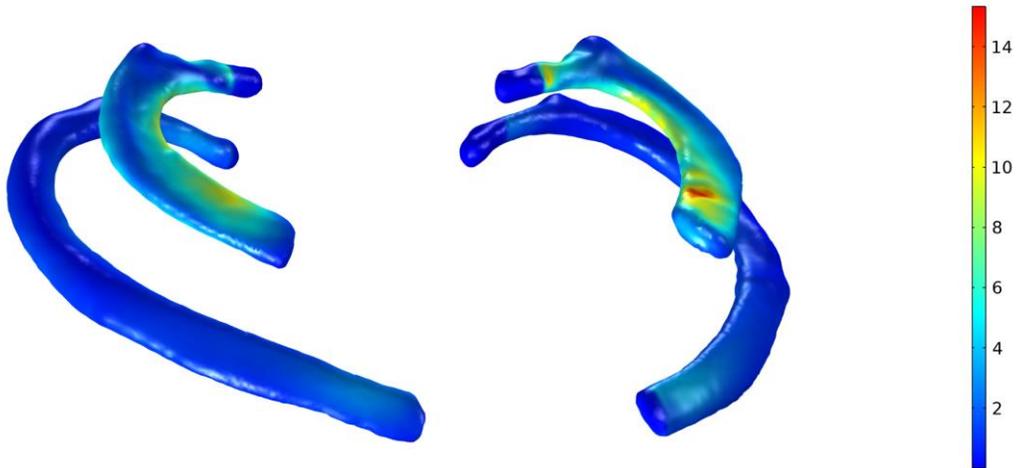


Figura 20. Modelo A, esfuerzo en arcos costales.

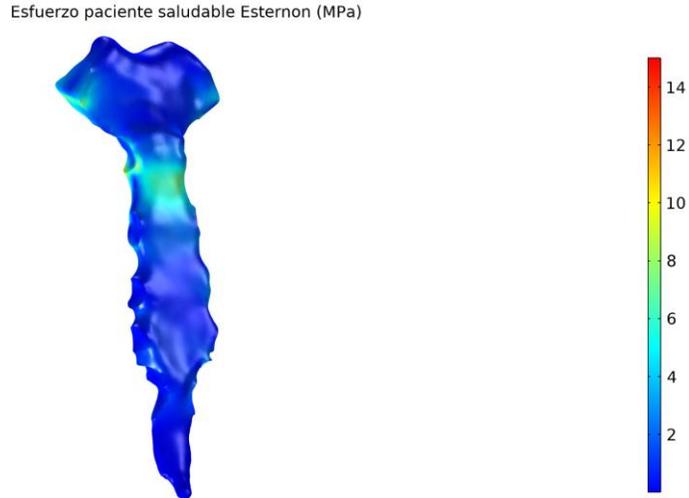


Figura 21. Modelo A, Esfuerzo en esternón.

- **Modelo B Fractura de columna vertebral T5** (Figura 22): La zona que más presentó estrés a nivel vertebral fue la columna posterior de T5 (fuerza en tensión) (Figura 23-24) (35 MPa) además de sobrecargarse desde T6- T9 (15 MPa), la carga a través de las costillas se modificó y bajó por la séptima y octava (18 MPa), en el esternón la unión entre la sexta y séptima costilla fue la zona que más se presentó estrés (60 MPa), la deformidad aumentó a 5.53 mm.

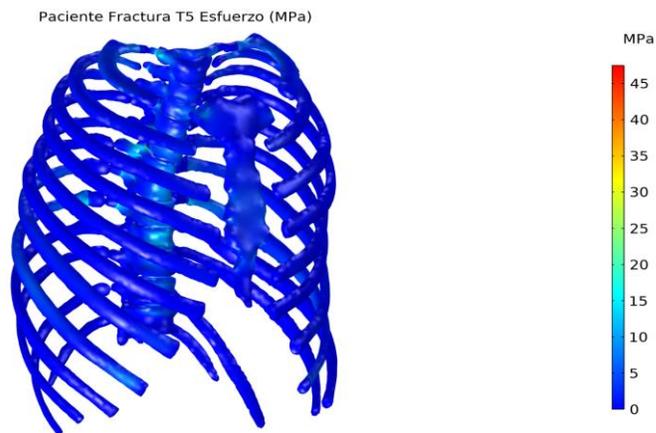


Figura 22. Modelo B.

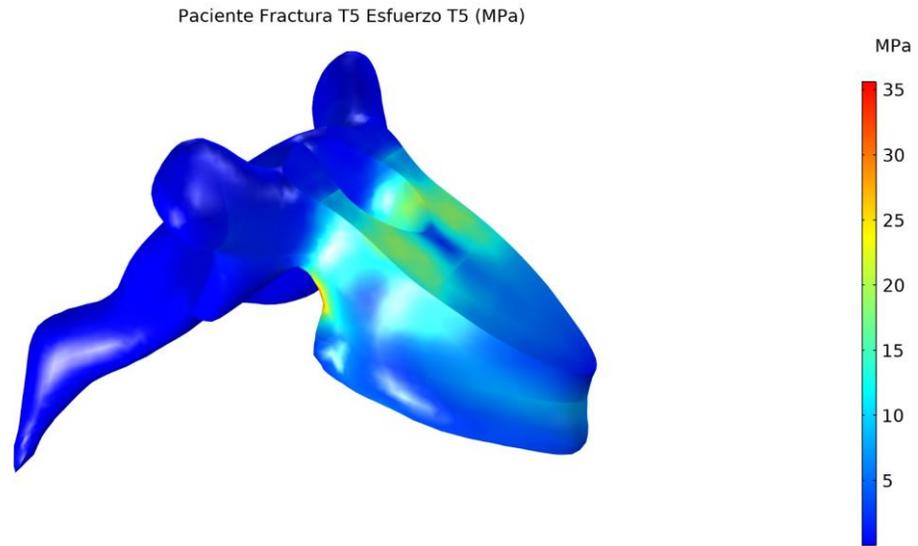


Figura 23. Modelo B, esfuerzo en T5.

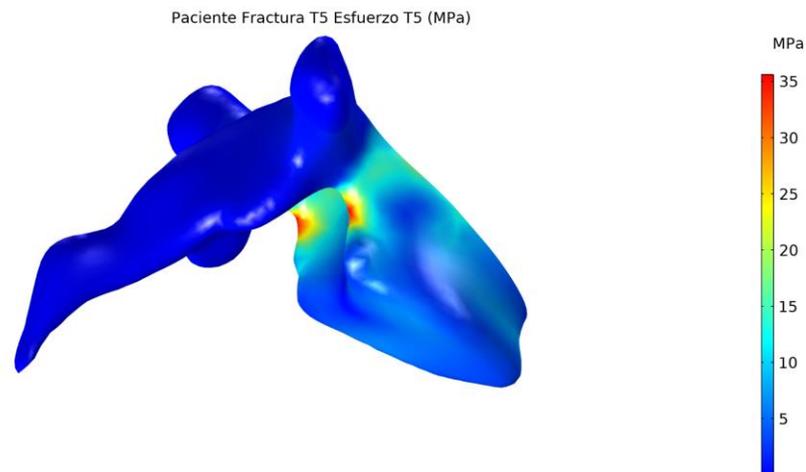


Figura 24. Modelo B, esfuerzo en T5.

- **Modelo C Fractura de columna vertebral T5 más fractura externa** (Figura 25):

La zona que sufrió más estrés a nivel de vertebral fue la columna posterior de T4- T5 (fuerza en tensión) (Figura 26-27) (747 MPa) lo que sobrepasó el límite plástico, la carga a través de las costillas se vio distribuida desde la primera a la sexta (100 MPa),

en el esternón aumentó el estrés (Figura 28) (200 MPa), la deformidad aumentó a 45 mm (Figura 29).

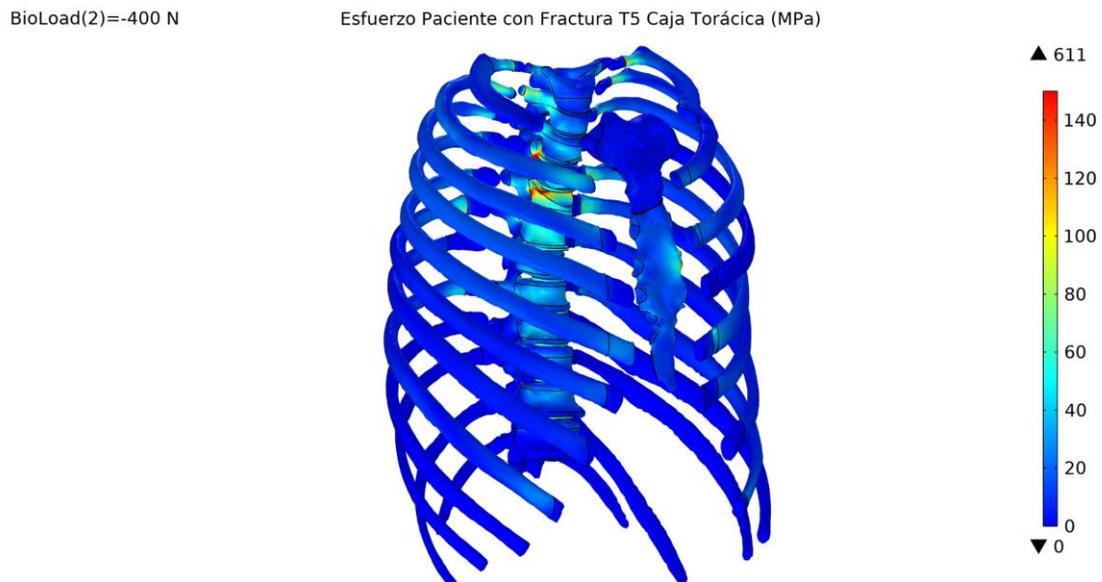


Figura 25. Modelo C.

BioLoad(2)=-400 N

Esfuerzo Paciente con Fractura T4 (MPa)

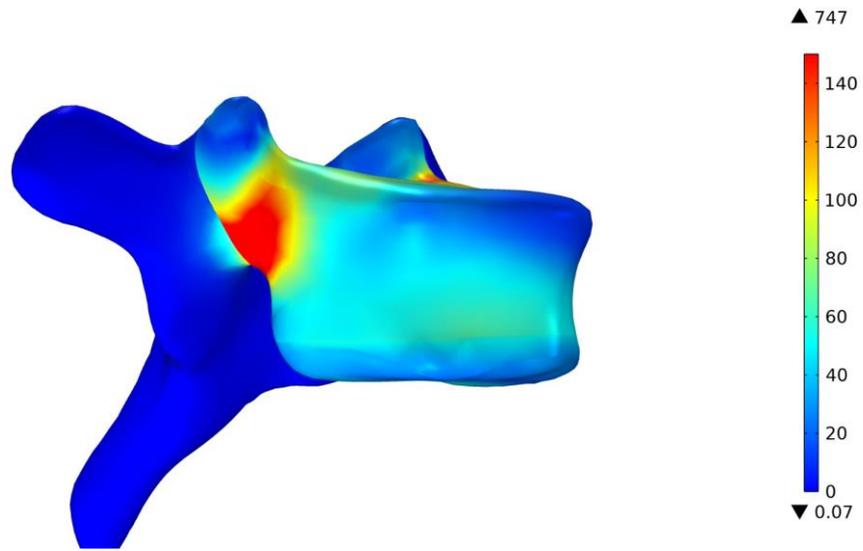


Figura 26. Modelo C, esfuerzo en T4.

BioLoad(2)=-400 N

Esfuerzo Paciente con Fractura T5 (MPa)

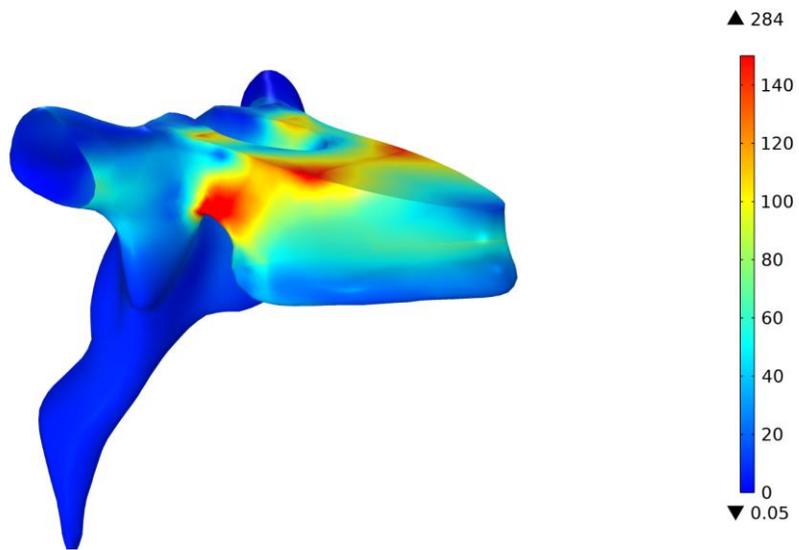


Figura 27. Modelo C, esfuerzo en T5.

BioLoad(2)=-400 N

Esfuerzo Paciente con Fractura Esternón (MPa)

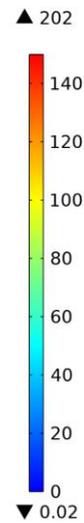
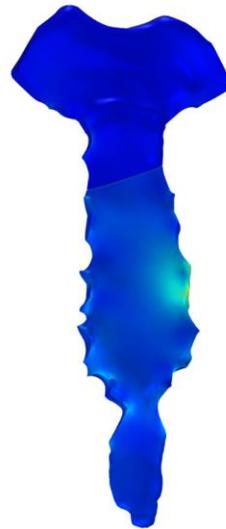


Figura 28. Modelo C, esfuerzo en esternón.

BioLoad(2)=-400 N

Desplazamiento Paciente con Fractura T5 y Esternón (mm)

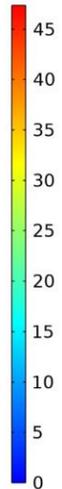
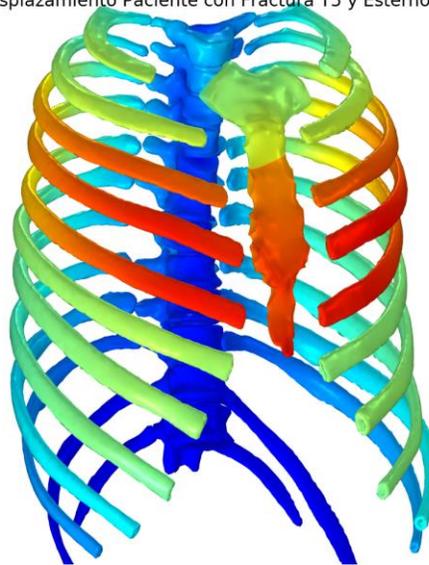


Figura 29. Modelo C, deformidad torácica global.

- **Modelo D Fractura esternal aislada** (Figura 30): La zona que sufrió más estrés a nivel vertebral fue la columna anterior de T4- T8 (fuerza en compresión) (Figura 31) (10 MPa) la carga a través de las costillas se vió distribuida por la primera (20 MPa),

en el esternón la carga disminuyó por la pérdida de la cuarta columna (Figura 32) (9 MPa), la deformidad que presentó fue de (Figura 33) 1.27 mm.

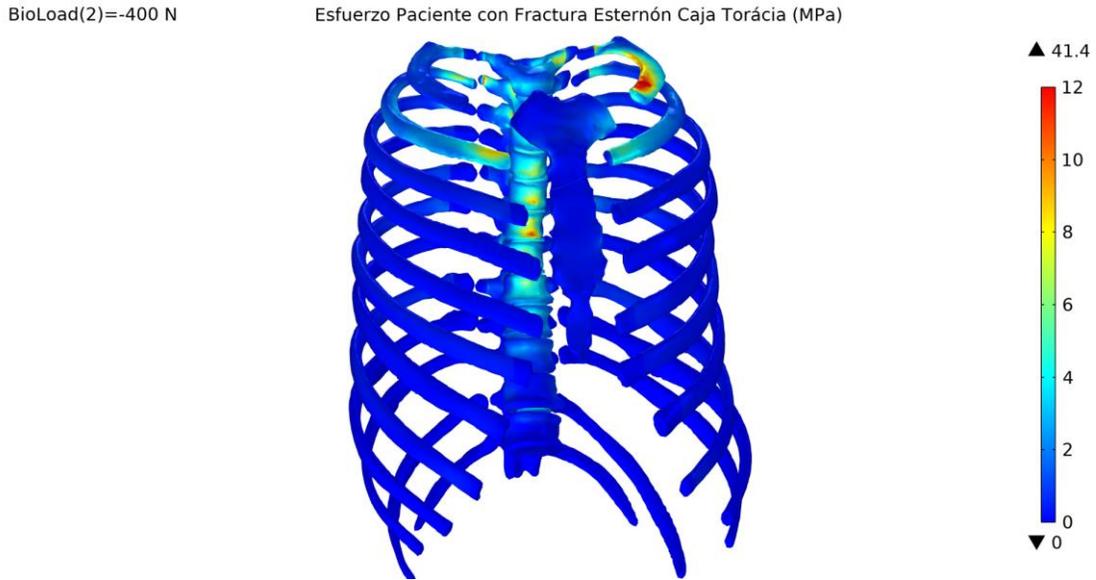


Figura 30. Modelo D.

BioLoad(2)=-400 N

Esfuerzo Paciente con Fractura Esternón T6 (MPa)

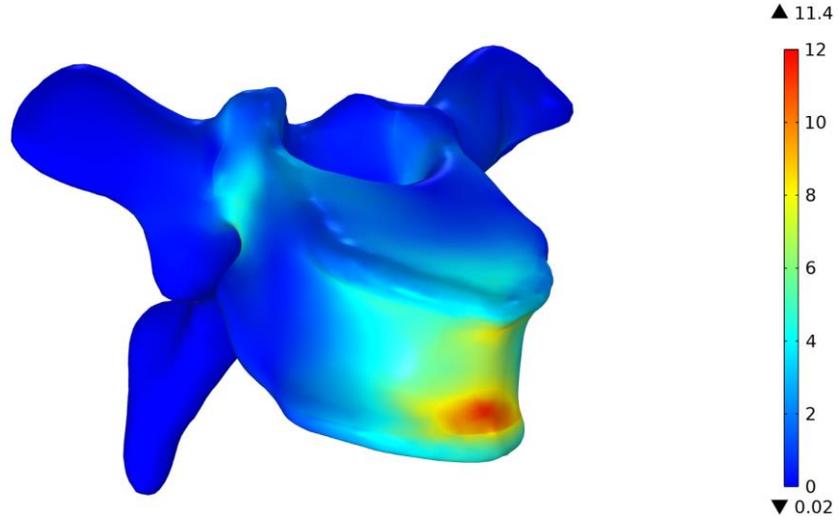


Figura 31. Modelo D, esfuerzo en T6.

BioLoad(2)=-400 N

Esfuerzo Paciente con Fractura Esternon (MPa)



Figura 32. Modelo D, esfuerzo en esternón.

BioLoad(2)=-400 N

Desplazamiento Paciente con Fractura Esternón Caja Torácica (mm)

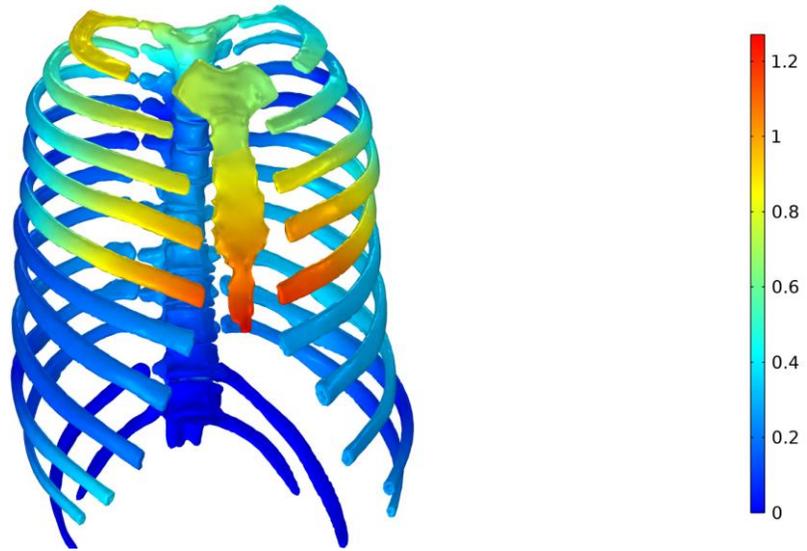
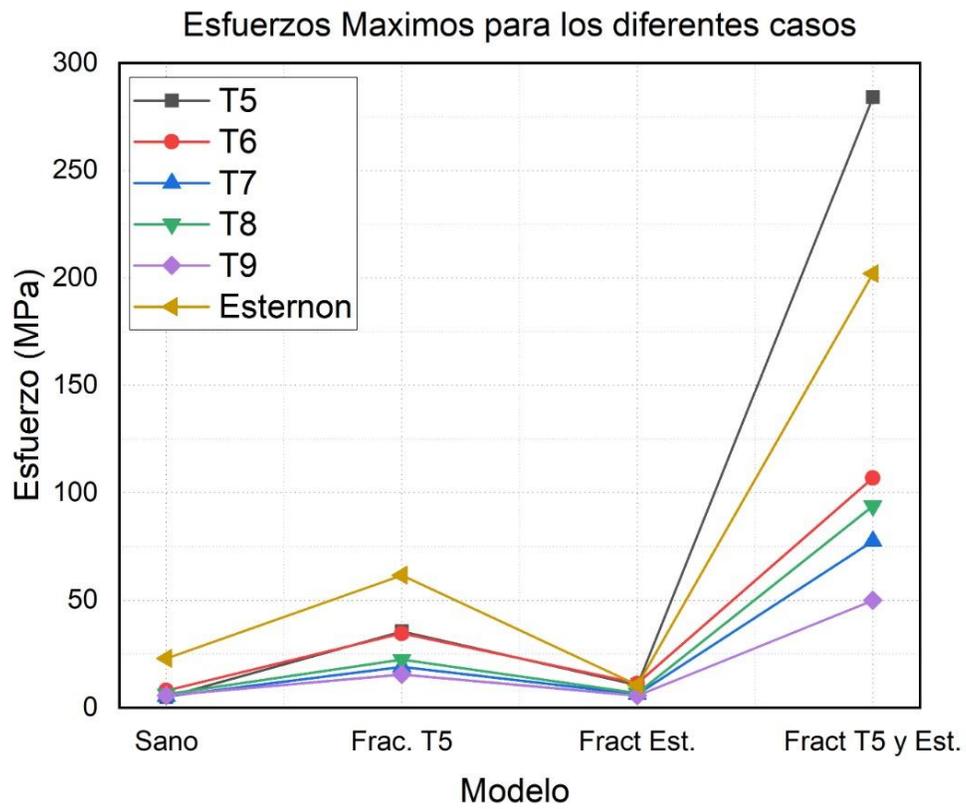
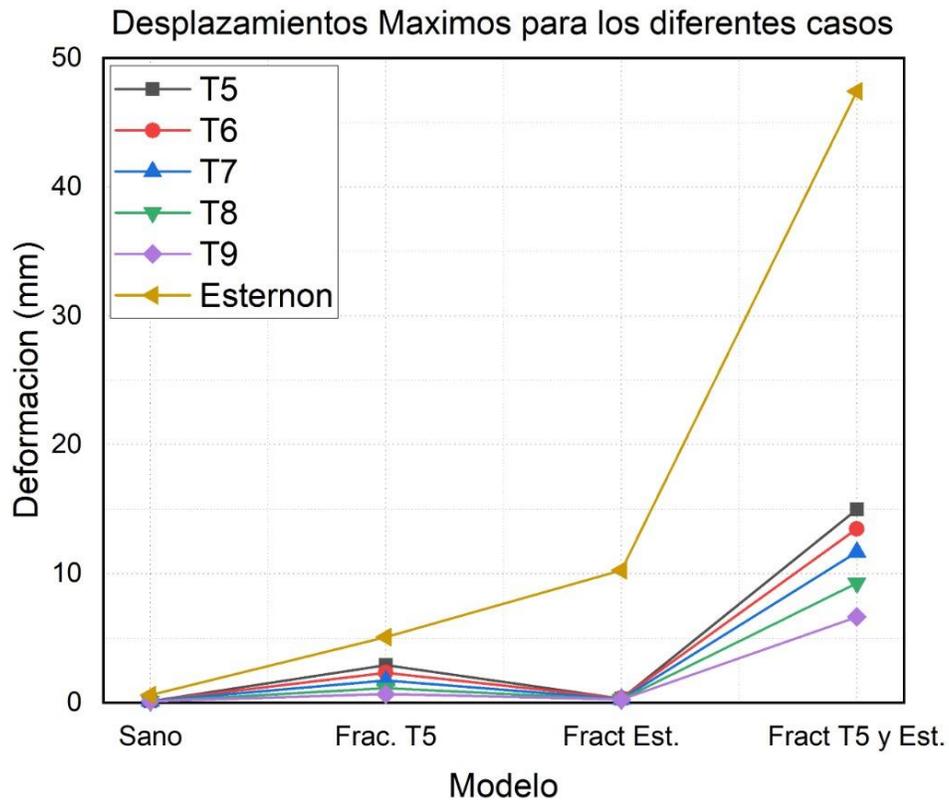


Figura 33. Modelo D, deformidad torácica global.

Con base en nuestros resultados se realizó una gráfica (Gráfica 1) donde se pudo observar que el modelo C se comporta más inestable, además el desplazamiento medido en los diferentes modelos demuestra un comportamiento lineal entre la deformidad del esternón y la fractura de T5 (Gráfica 2).



Gráfica 1. Gráfica de relación entre el esfuerzo (MPa) y modelos con una carga de 400N.



Gráfica 2. Gráfica de relación entre la deformación (mm) y modelos con una carga de 400N.

En el estudio de Watkins y cols. (2005) se concluyó que la caja torácica incrementa la estabilidad en el plano sagital en un 40% y que esta misma se ve severamente afectada en caso de lesión esternal, lo cual se relaciona con nuestros resultados [9]

La mayoría de los estudios realizados en escenarios clínicos concluyen que si bien la lesión combinada es poco frecuente aún no existe un estándar de oro en las decisiones terapéuticas por la falta de conocimiento del comportamiento biomecánico de las mismas [33] por ello nuestros resultados aportan un gran avance para el comportamiento de estas lesiones, sabiendo que los modelos computacionales son válidos al compararlos con estudios

biomecánicos por la homogeneidad de la muestra (misma densidad de los tejidos, mismo modelo y complejidad del mismo), lo que disminuye la probabilidad de error.

En nuestro estudio se determinó que la lesión combinada (modelo C) es una lesión severa que requiere un manejo de estabilización para prevenir deformidad.

CONCLUSIONES

Con base en este estudio pudimos determinar que el esternón fue una parte fundamental en la estabilidad de la columna torácica, funcionó como un contrafuerte vertebral y evitó el colapso en el plano sagital, la lesión combinada aumentó severamente el esfuerzo (8 MPa a 747 MPa) en la columna vertebral y esto sobrepasó su límite plástico lo que generó inestabilidad que se ve representada por la deformidad global adquirida (1 mm a 45 mm), con base en esto finalizamos nuestro estudio con la idea de que los puntajes que nos ayudan en la toma de decisiones terapéuticas deben incluir la cuarta columna.

LITERATURA CITADA

1. Rafael Ballesteros, Gomez Barrena, Bonsfills, Gonzalez Diaz. (2012). Fracturas toracolumbares. *Cirugía de columna toracolumbar* (334-391). Madrid: Marbán.
2. Joseph L. Petfield, Michael M. Vosbikian, Peter G. Whang, Alexander R. Vaccaro. (2011). The Toracolumbar Injury Classification and Severity Score. *Spine and Spinal Cord Trauma* (265-274). New York: Thieme.
3. Gopalakrishnan, K. C., & el Masri, W. S. (1986). Fractures of the sternum associated with spinal injury. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 68(2), 178–181. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.68B2.3957997>
4. Juan A. García Porrero, Juan M. Hurlé. (2005). Aparato Locomotor del Tronco y Cuello. *Anatomía Humana* (87-160). Madrid: McGraw Hill.
5. Liebsch, C., & Wilke, H. J. (2022). How Does the Rib Cage Affect the Biomechanical Properties of the Thoracic Spine? A Systematic Literature Review. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 10, 904539. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.904539>
6. Augustus A. White III, Manohar M. Panjabi. (1990). Practical Biomechanics of Spine Trauma. *Clinical Biomechanics of the Spine* (169-276). Philadelphia: J. B. Lippincott.
7. William S. Marras, Prasath Mageswaran, Safdar N. Khan y Ehud Mendel. (2018). Biomechanics of the Spinal Motion Segment. *Rothman-Simeone and Herkowitz's The Spine* (91-117). Madrid: Elsevier.
8. Watkins, R., 4th, Watkins, R., 3rd, Williams, L., Ahlbrand, S., Garcia, R., Karamanian, A., Sharp, L., Vo, C., & Hedman, T. (2005). Stability provided by the

- sternum and rib cage in the thoracic spine. *Spine*, 30(11), 1283–1286.
<https://doi.org/10.1097/01.brs.0000164257.69354.bb>
9. Eric L. Radin, Sheldon R. Simon, Robert M. Rose, Igor L. Paul. (1981). Biomecánica de la columna vertebral. *Biomecánica Práctica en Ortopedia* (9-33). México: LIMUSA.
 10. Holdsworth F. (1970). Fractures, dislocations, and fracture-dislocations of the spine. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 52(8), 1534–1551.
 11. Denis F. (1983). The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine*, 8(8), 817–831.
<https://doi.org/10.1097/00007632-198311000-00003>
 12. Vioreanu MH, Quinlan JF, Robertson I, O'Byrne JM. Vertebral fractures and concomitant fractures of the sternum. *Int Orthop*. 2005 Dec;29(6):339-42. doi: 10.1007/s00264-005-0001-y. Epub 2005 Aug 5. PMID: 16082544; PMCID: PMC2231573.
 13. Klaase, J. M., Zimmerman, K. W., & Veldhuis, E. F. (1998). Increased kyphosis by a combination of fractures of the sternum and thoracic spine. *European spine journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 7(1), 69–71. <https://doi.org/10.1007/s005860050031>
 14. Gopalakrishnan, K. C., & el Masri, W. S. (1986). Fractures of the sternum associated with spinal injury. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 68(2), 178–181. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.68B2.3957997>
 15. Piggott, R. P., Curtin, M., Munigangaiah, S., Jadaan, M., McCabe, J. P., & Devitt, A. (2017). Sternal metastasis - the forgotten column and its effect on thoracic spine

- stability. *World journal of orthopedics*, 8(6), 455–460.
<https://doi.org/10.5312/wjo.v8.i6.455>
16. Klei, D. S., Öner, F. C., Leenen, L., & van Wessem, K. (2021). Current treatment and outcomes of traumatic sternovertebral fractures: a systematic review. *European journal of trauma and emergency surgery : official publication of the European Trauma Society*, 47(4), 991–1001. <https://doi.org/10.1007/s00068-020-01505-y>
17. Perry, T. G., Mageswaran, P., Colbrunn, R. W., Bonner, T. F., Francis, T., & McLain, R. F. (2014). Biomechanical evaluation of a simulated T-9 burst fracture of the thoracic spine with an intact rib cage. *Journal of neurosurgery. Spine*, 21(3), 481–488. <https://doi.org/10.3171/2014.5.SPINE13923>
18. Berg E. E. (1993). The sternal-rib complex. A possible fourth column in thoracic spine fractures. *Spine*, 18(13), 1916–1919.
19. Anderson, D. E., Mannen, E. M., Sis, H. L., Wong, B. M., Cadel, E. S., Friis, E. A., & Bouxsein, M. L. (2016). Effects of follower load and rib cage on intervertebral disc pressure and sagittal plane curvature in static tests of cadaveric thoracic spines. *Journal of biomechanics*, 49(7), 1078–1084.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2016.02.038>
20. Rafael Ballesteros, Gomez Barrena, Bonsfills, Gonzalez Diaz. (2012). Biomecánica. *Cirugía de columna toracolumbar (171-176)*. Madrid: Marbán.
21. Emily Walsh, M. Saeid Asadollahi, Raj Nangunoori, Jie Zheng, Daniel Cook, Boyle C. Cheng y Vijay K. Goel. (2018). Rothman-Simeone and Herkowitz's. *The Spine*(167-180). Madrid: Elsevier.

22. José Homero García Soto. (2021). Resistencia de la sutura de polietilentereftalato en la plastia coracoclavicular. Enero 2022, de UNAM Sitio web: <http://132.248.9.195/ptd2021/noviembre/0819519/Index.html>
23. Javier Baidón Cordoba. (2020). Evaluación de la importancia de la esquina posterolateral en la estabilidad de la rodilla por análisis en elementos finitos. Enero 2022, de UNAM Sitio web: <http://132.248.9.195/ptd2021/enero/0806179/Index.html>
24. Daniel Gerardo Huitrón Carrizales. (2020). Ostectomía proximal de peroné para redistribución de cargas en mesetas tibiales. Enero 2022, de UNAM Sitio web: <http://132.248.9.195/ptd2021/enero/0806183/Index.html>
25. Abelardo Fierros Santos. (2015). Valoración de las sollicitaciones en flexión en tibia con diferente configuración de fijador externo tipo charnley-müller : estudio biomecánico. Enero 2022, de UNAM Sitio web: <http://132.248.9.195/ptd2015/agosto/0732571/Index.html>
26. Junji Ohgi , Fei Jiang , Saki Ito , Yasuaki Imajo , Hidenori Suzuki , Masahiro Funaba , Daisuke Nakashima , Takashi Sakai , y Xian Chen. (2019). Finite Element Method Analysis of Compression Fractures on Whole-Spine Models Including the Rib Cage. Enero 2022, de *Computational and Mathematical Methods in Medicine* Sitio web: <https://www.hindawi.com/journals/cmmm/2019/8348631/>
27. Symeon Naoum , Angelo V. Vasiliadis , Christos Koutserimpas , Nikolaos Mylonakis , Michail Kotsapas and Konstantinos Katakalos. (2021). Finite Element Method for the Evaluation of the Human Spine: A Literature Overview. Enero 2022, de *Journal of Funtional Biomaterials* Sitio web: <https://www.mdpi.com/2079-4983/12/3/43>

28. Liu, Q., Zhang, J., Sun, S. C., & Wang, F. (2017). Zhongguo gu shang = China journal of orthopaedics and traumatology, 30(2), 190–194. <https://doi.org/10.3969/j.issn.1003-0034.2017.02.020>
29. Fan, N., Zang, L., Hai, Y., Du, P., & Yuan, S. (2018). Zhongguo gu shang = China journal of orthopaedics and traumatology, 31(4), 391–394. <https://doi.org/10.3969/j.issn.1003-0034.2018.04.018>
30. Guo, L. X., & Li, W. J. (2020). Finite element modeling and static/dynamic validation of thoracolumbar-pelvic segment. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 23(2), 69–80. <https://doi.org/10.1080/10255842.2019.1699543>
31. Emily Walsh, M. Saeid Asodallahi, Raj Nangunoori (2018). Finite element analysis. *Rothman-Simeone and Herkowitz's The Spine* (167-180). Madrid: Elsevier.
32. Homagk, L., Siekmann, H., Schmidt, I., & Schmidt, J. (2014). Die sternovertebrale Instabilität - Klassifikation und Behandlungsalgorithmus [The sterno-vertebral instability - a new classification and therapeutic options]. *Zeitschrift fur Orthopadie und Unfallchirurgie*, 152(4), 343–350. <https://doi.org/10.1055/s-0034-1368483>
33. Vaccaro, A. R., Lehman, R. A., Jr, Hurlbert, R. J., Anderson, P. A., Harris, M., Hedlund, R., Harrop, J., Dvorak, M., Wood, K., Fehlings, M. G., Fisher, C., Zeiller, S. C., Anderson, D. G., Bono, C. M., Stock, G. H., Brown, A. K., Kuklo, T., & Oner, F. C. (2005). A new classification of thoracolumbar injuries: the importance of injury morphology, the integrity of the posterior ligamentous complex, and neurologic status. *Spine*, 30(20), 2325–2333. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000182986.43345.cb>

ANEXOS

Injury Category	Point Value
Injury morphology	
Compression	1
Burst	2
Translation or rotation	3
Distraction	4
PLC status	
Intact	0
Injury suspected or indeterminate	2
Injured	3
Neurologic status	
Intact	0
Nerve root involvement	2
Spinal cord or conus medullaris injury	
Incomplete	3
Complete	2
Cauda equina syndrome	3

Anexo 1. Puntaje de la clasificación del daño toracolumbar (Tomado de A new classification of thoracolumbar injuries: the importance of injury morphology, the integrity of the posterior ligamentous complex, and neurologic status, Vaccaro, 2005).