



ANÁLISIS ESTRUCTURAL DEL TÓRAX HUMANO: ESTUDIO DEL TÓRAX DURANTE LAS REANIMACIONES CARDIOPULMONARES

Mario José Suazo Euceda

ADVERTIMENT. L'accés als continguts d'aquesta tesi doctoral i la seva utilització ha de respectar els drets de la persona autora. Pot ser utilitzada per a consulta o estudi personal, així com en activitats o materials d'investigació i docència en els termes establerts a l'art. 32 del Text Refós de la Llei de Propietat Intel·lectual (RDL 1/1996). Per altres utilitzacions es requereix l'autorització prèvia i expressa de la persona autora. En qualsevol cas, en la utilització dels seus continguts caldrà indicar de forma clara el nom i cognoms de la persona autora i el títol de la tesi doctoral. No s'autoritza la seva reproducció o altres formes d'explotació efectuades amb finalitats de lucre ni la seva comunicació pública des d'un lloc aliè al servei TDX. Tampoc s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant als continguts de la tesi com als seus resums i índexs.

ADVERTENCIA. El acceso a los contenidos de esta tesis doctoral y su utilización debe respetar los derechos de la persona autora. Puede ser utilizada para consulta o estudio personal, así como en actividades o materiales de investigación y docencia en los términos establecidos en el art. 32 del Texto Refundido de la Ley de Propiedad Intelectual (RDL 1/1996). Para otros usos se requiere la autorización previa y expresa de la persona autora. En cualquier caso, en la utilización de sus contenidos se deberá indicar de forma clara el nombre y apellidos de la persona autora y el título de la tesis doctoral. No se autoriza su reproducción u otras formas de explotación efectuadas con fines lucrativos ni su comunicación pública desde un sitio ajeno al servicio TDR. Tampoco se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al contenido de la tesis como a sus resúmenes e índices.

WARNING. Access to the contents of this doctoral thesis and its use must respect the rights of the author. It can be used for reference or private study, as well as research and learning activities or materials in the terms established by the 32nd article of the Spanish Consolidated Copyright Act (RDL 1/1996). Express and previous authorization of the author is required for any other uses. In any case, when using its content, full name of the author and title of the thesis must be clearly indicated. Reproduction or other forms of for profit use or public communication from outside TDX service is not allowed. Presentation of its content in a window or frame external to TDX (framing) is not authorized either. These rights affect both the content of the thesis and its abstracts and indexes.

ANÁLISIS ESTRUCTURAL DEL TÓRAX HUMANO: ESTUDIO DEL TÓRAX DURANTE LAS REANIMACIONES CARDIOPULMONARES

TESIS DOCTORAL

Dirigida por la Dra. Dolors Puigjaner & el Dr. Joan Herrero

Departament d'Enginyeria Informàtica i Matemàtiques



UNIVERSITAT
ROVIRA i VIRGILI

2023



UNIVERSITAT ROVIRA i VIRGILI

Certifiquem que aquest treball, anomenat "**Análisis Estructural del Tórax Humano: Estudio del Tórax Durante las Reanimaciones Cardiopulmonares**", presentat per en Mario José Suazo Euceda per a la obtenció de la tesi doctoral, s'ha portat a terme sota la nostra direcció al **Departament d'Enginyeria Informàtica i Matemàtiques** d'aquesta universitat.

Tarragona, a 29 d'agost de 2023

Directors de la tesi doctoral

Dolors Puigjaner Riba

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Joan Herrero Sabartés'. The signature is fluid and cursive, with a large loop at the end.

Joan Herrero Sabartés

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

ANÁLISIS ESTRUCTURAL DEL TÓRAX HUMANO: ESTUDIO DEL TÓRAX DURANTE LAS REANIMACIONES CARDIOPULMONARES

Mario José Suazo Euceda

*Dedicado a
mi amado difunto padre.*

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

ANÁLISIS ESTRUCTURAL DEL TÓRAX HUMANO: ESTUDIO DEL TÓRAX DURANTE LAS REANIMACIONES CARDIOPULMONARES

Mario José Suazo Euceda

II

Agradecimientos

No puedo, al menos, dedicar este trabajo a las personas más cercanas en mi vida, sin embargo, algunas personas merecen especial atención para que este proyecto haya llegado a su culminación, concretamente gracias al programa *Relevo Docente* de la UNAH dirigido por la Vicerrectoria de Relaciones Internacionales, con mención especial a mi compañera Edna Martínez que se encargó de todos los preparativos y fue clave para todo.

También a mamá por su apoyo moral y como respaldo económico así como a mi gran amigo Juan Carlos Valladares, que confiaron en mí en todo momento.

A Ernesto por soportar esos días de desvelos en casa y estancias en Tarragona donde pasé lindas experiencias que llevaré presente siempre.

Por último, agradeciendo infinitamente por el apoyo técnico y moral a mis asesores Gerard, Dolors y Joan para la culminación de este proyecto, así como Josep María López de la Universitat Rovira i Virgili, sin ellos esto no sería posible.

Resumen

En el presente estudio se investigó la respuesta biomecánica de la caja torácica humana durante maniobras de reanimación cardiopulmonar, utilizando simulaciones de elementos finitos. Se llevó a cabo un análisis exhaustivo del efecto de la ubicación de la fuerza aplicada en diversas profundidades de compresión y los niveles de estrés experimentados por el esternón y las costillas.

El estudio reveló que el uso de regiones de compresión ubicadas en los cartílagos costales conlleva un mayor riesgo de fracturas de costillas. Nuestro modelo computacional está compuesto por huesos, cartilagos y músculos intercostales, el cual se ha validado exitosamente. Estas simulaciones se basaron en estudios previos, muchos de los cuales utilizaron tejidos cadavéricos.

Al comprender cómo la ubicación de la fuerza afecta la respuesta biomecánica de la caja torácica, se pueden desarrollar enfoques más seguros y efectivos para mejorar la eficacia de las maniobras de reanimación y reducir el riesgo de lesiones durante la reanimación cardiopulmonar.

Abstract

This study investigated the biomechanical response of the human rib cage during cardiopulmonary resuscitation maneuvers, using finite element simulations. A comprehensive analysis was conducted to assess the effect of the applied force's location on various compression depths and stress levels experienced by the sternum and ribs.

The study revealed that using compression regions located in the costal cartilages carries a higher risk of rib fractures. Our computational model is composed of bones, cartilage, and intercostal muscles, which has been successfully validated. These simulations were based on previous studies, many of which utilized cadaveric tissues.

By understanding how the force application location impacts the biomechanical response of the rib cage, safer and more effective approaches can be developed to improve the efficacy of resuscitation maneuvers and reduce the risk of injuries during cardiopulmonary resuscitation.

UNIVERSITAT ROVIRA I VIRGILI

ANÁLISIS ESTRUCTURAL DEL TÓRAX HUMANO: ESTUDIO DEL TÓRAX DURANTE LAS REANIMACIONES CARDIOPULMONARES

Mario José Suazo Euceda

VIII

ABSTRACT

Índice general

Agradecimientos	III
Resumen	V
Abstract	VII
Lista de figuras	XI
Lista de tablas	XIII
1. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Objetivos	2
1.3. Estructura de la tesis	3
1.4. Publicaciones	4
1.5. Antecedentes	4
1.5.1. Mecánica de medios continuos	5
1.5.2. Mecánica de Sólidos	5
1.5.3. Módulo de Young	8
1.5.4. Coeficiente de Poisson	9
1.5.5. Comportamiento de materiales biológicos	10
1.5.5.1. Comportamiento elástoplástico de los huesos	10
1.5.6. Comportamiento elástico lineal isotrópico de los músculos	11
1.5.7. Método de Elementos Finitos	12
1.5.7.1. Definición formal de elementos finitos	14
1.5.8. Salome Meca y Code Aster	14

1.5.9. Caja torácica	15
1.5.10. Propiedades mecánicas de los tejidos	17
1.5.10.1. Tejido óseo	17
1.5.10.2. Tejido Cartilaginoso	20
1.5.10.3. Músculos	21
1.5.10.4. Músculos intercostales	23
1.5.11. Reanimación CardioPulmonar	24
1.5.11.1. Breve historia de la RCP	24
1.5.11.2. Desfibrilación	25
1.5.11.3. Dispositivos Mecánicos	25
1.5.12. Conceptos generales	27
1.5.13. Complicaciones asociadas a una RCP	29
2. Modelo y Metodología	31
2.1. Modelo computacional	31
2.2. Validación del modelo computacional para los cartílagos costales	34
2.3. Validación del modelo computacional para el tejido óseo	35
2.4. Sobre las propiedades mecánicas de los músculos intercostales	40
3. Análisis de Resultados	43
3.1. Resultados: Sobre los cálculos del estudio de las deformaciones experi- mentadas en los distintos puntos.	43
3.2. Relación entre la fuerza aplicada y la profundidad de compresión	46
3.3. Riesgo de lesión	49
4. Conclusiones	55
4.1. Conclusiones finales	55
4.2. Limitaciones del estudio y trabajos futuros	57
Bibliografía	59

Índice de figuras

1.1. La curva fuerza-deformación para el acero	6
1.2. Deformación de un material bajo la aplicación de una fuerza cíclica. . .	7
1.3. Curva fuerza - deformación del comportamiento elastoplástico de un ma- terial.	12
1.4. Modelo torácico computacional en Code Aster.	15
1.5. Caja torácica	16
1.6. Niveles jerárquicos de la estructura del fémur humano.	18
1.7. Estructura del hueso.	19
1.8. Microfotografías electrónicas del hueso cortical y trabecular.	20
1.9. Tejidos musculares.	22
1.10. Músculos intercostales	23
1.11. Dispositivo LUCAS	26
2.1. Modelo geométrico computacional	32
2.2. Áreas de compresión	33
2.3. Modelo geométrico experimental	36
2.4. Simulaciones mediante elementos finitos de los experimentos de flexión de costillas	38
3.1. Deformaciones experimentadas por la aplicación en la caja torácica de una fuerza de compresión	44
3.2. Vista caudal del modelo producida por una deformación	45
3.3. Profundidad máxima obtenida en el área de compresión	47
3.4. Distribuciones de la tensión de von Mises σ_v en la caja torácica cuando se aplicó una fuerza de 600 N	50

3.5. Distribución de tensión de Von Mises	51
3.6. Valor máximo de la tensión de von Mises en cada una de las costillas .	52

Índice de cuadros

1.1. Módulos de elasticidad de materiales.	9
1.2. Densidades en distintos huesos.	20
1.3. Módulos de elasticidad de materiales.	29

Capítulo 1

Introducción

1.1. Motivación

La reanimación cardiopulmonar (RCP) es un procedimiento de emergencia, realizada por profesionales de la salud o diversos agentes, que tiene como objetivo salvar la vida de personas cuando han dejado de respirar o el corazón no palpita. Desde los años sesenta del siglo anterior, las compresiones torácicas han constituido el pilar fundamental de las RCP salvando millones de vidas [1, 2, 3, 4]. Pese a ello, en países industrializados, la supervivencia debido a muerte súbita permanece baja [5].

Para mejorar las estadísticas de tasas de supervivencias se debe realizar una RCP de alta calidad. Un dispositivo mecánico supera considerablemente la efectividad de una reanimación cardiopulmonar (RCP) realizada por una persona. Para garantizar una RCP de alta calidad, se deben administrar ochenta compresiones de manera continua y con una profundidad de alrededor de 5.3 cm [6]. Una RCP de baja calidad puede causar lesiones importantes en costillas y esternón [7, 8, 9], incluso, en raros casos, en órganos vitales como el páncreas [10] o el hígado cuando se usan dispositivos mecánicos [11].

Obtener un lugar óptimo donde aplicar la RCP no es simple debido a la variabilidad entre individuos de las propiedades mecánicas de los tejidos, y otros aspectos cualitativos como el género, la edad y la pérdida de complianza [9, 12]. También se observó [13] que la edad avanzada y el género masculino, se asociaron de forma independiente con lesiones relacionadas durante una RCP, es decir, a una RCP deficiente. Sin embargo, la duración de los intentos de reanimación no afectó la incidencia de lesiones.

Debido a las posibilidades de fracturas costales, la presente investigación busca encontrar áreas óptimas donde aplicar una RCP con el menor riesgo de tener estos aspectos adversos. Dado que una de las dificultades que se presenta es la imposibilidad de hacer un estudio *in situ*, se aprovechará la utilización de simulaciones numéricas basados en el método de los Elementos Finitos (FEM, en inglés). El método de los elementos finitos se ha utilizado en biomecánica para resolver diversos problemas, como la evaluación de la rigidez ósea, la predicción del riesgo de fracturas en pacientes con osteoporosis [14], la simulación del impacto en el cerebro durante una lesión, y la optimización del diseño de prótesis y dispositivos médicos. En este trabajo se harán cálculos que simulen las cargas aplicadas cuando se realiza una RCP, con parámetros que caracterizan a las propiedades mecánicas de tejidos blandos y duros como el módulo de Young o el coeficiente de Poisson, que se encuentran dentro de los rangos descritos la literatura.

Trabajar con tejidos biológicos presenta un desafío significativo debido a la variabilidad inherente que se observa en estos materiales. Esta variabilidad ha sido ampliamente documentada, especialmente en el caso de los tejidos óseos y cartilagosos. Diversos estudios han señalado que existen múltiples factores que contribuyen a esta variabilidad, lo que da lugar a grandes diferencias en las propiedades mecánicas de estos tejidos [15].

Los tejidos biológicos, como los huesos y el cartílago, están sujetos a una amplia gama de influencias tanto internas como externas que pueden afectar sus características mecánicas. Estos factores incluyen la edad, el género, la genética, la salud, la nutrición, la actividad física, las lesiones previas y las enfermedades subyacentes. Cada uno de estos elementos puede tener un impacto significativo en la composición, estructura y función del tejido, lo que a su vez se refleja en sus propiedades mecánicas [15, 16, 17].

1.2. Objetivos

En esta tesis, realizamos simulaciones para obtener el siguiente conjunto de objetivos:

- Predecir las deformaciones experimentadas por el tórax humano cuando se aplican diferentes valores de esfuerzos en cinco puntos de compresión.

- Comprobar la correlación entre la profundidad de compresión y la fuerza aplicada en cinco lugares diferentes durante la realización de una RCP.
- Validar los modelos que representan el cartílago, huesos y músculos intercostales de un tórax humano que se realiza a través de la experimentación, utilizando como base estudios previos que se encuentran en la literatura científica.
- Evaluar el riesgo de lesiones en las costillas y el esternón al aplicar diferentes niveles de fuerza en los cinco puntos de presión durante la ejecución de una RCP.

1.3. Estructura de la tesis

El primer capítulo es una breve introducción al problema a estudiar así como los objetivos planteados. Además, en este capítulo, se presenta una exposición detallada de los conceptos físico-matemáticos fundamentales que se aplicarán posteriormente en los capítulos siguientes para obtener los resultados deseados. Se realiza un breve repaso del lenguaje esencial para comprender la mecánica de materiales, con un enfoque particular en los tensores cartesianos. Además, se profundiza en los conceptos superlativos y fundamentales, como el módulo de Young o el coeficiente de Poisson, que desempeñan un papel crucial a lo largo de toda la disertación. Estos conceptos proporcionan las bases teóricas necesarias para analizar y comprender el comportamiento de los materiales en estudio. También, se centra en la Biomecánica del tórax, abarcando la forma y componentes principales del tórax desde una perspectiva biológica y física. Además, se incluye una breve reseña histórica de la RCP y se describen los protocolos utilizados en una RCP avanzada. Asimismo, se lleva a cabo una revisión bibliográfica sobre las complicaciones relacionadas con la RCP y el uso del dispositivo LUCAS.

En los capítulos siguientes se presentan resultados de nuestra contribución: el segundo capítulo se enfoca en el modelo geométrico-computacional y la metodología utilizada para obtener resultados precisos. Conocer los componentes principales del tórax humano desde una perspectiva física y geométrica, así como los parámetros físicos que afectan el comportamiento de los diferentes materiales, es fundamental para obtener resultados realistas. Además, se valida el modelo computacional mediante la comparación con experimentos realizados en otros estudios. En el tercer capítulo se explican los resultados

obtenidos después de realizadas las simulaciones. Finalmente, las conclusiones y algunas pautas para futuras investigaciones se presentan en el Capítulo 4.

1.4. Publicaciones

A lo largo de este proyecto se han desarrollado los siguientes artículos:

- Y. Azeli, M. Suazo, D. Puigjaner, A. Ameijide, J. Herrero, and G. Fortuny, “Assessing the safety of a displaced chest compression to the left and caudally. first results using a detailed thoracic finite element model,” *Resuscitation*, vol. 118, pp. e9–e10, 2017.

Link: [https://www.resuscitationjournal.com/article/S0300-9572\(17\)30363-5/fulltext](https://www.resuscitationjournal.com/article/S0300-9572(17)30363-5/fulltext)

- M. Suazo, J. Herrero, G. Fortuny, D. Puigjaner, and J. M. L’opez, “Biomechanical response of human rib cage to cardiopulmonary resuscitation maneuvers: Effects of the compression location,” *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 4, p. e3585, 2022. Link: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/cnm.3585#pane-pcw-references>

1.5. Antecedentes

En este capítulo, nos adentraremos en el estudio del comportamiento de materiales biológicos, como el hueso, el cartílago y los músculos. Nos centraremos especialmente en comprender el comportamiento de los huesos, cartílagos y músculos del tórax, como las costillas y el esternón. Se analizará en detalle cómo estos materiales responden a las cargas y fuerzas aplicadas. A través de este análisis, podremos obtener una comprensión más profunda de las propiedades mecánicas de estos tejidos biológicos y su influencia en el funcionamiento del sistema torácico.

1.5.1. Mecánica de medios continuos

Un medio continuo es un conjunto de materia que está formada por una cantidad infinita de partículas, que forman parte de un fluido o sólido, que puede ser estudiado micro y macroscópicamente [18] y cuya formulación matemática teórica se puede realizar estudiando las leyes físicas que gobiernan los fenómenos que se deseen estudiar [19].

Los tejidos óseos y cartilagosos, como cualquier material, tienen propiedades mecánicas que pueden ser medidas con cierto grado de precisión. Para poder entender el comportamiento mecánico de los materiales (en general), es necesario comprender los conceptos relacionados con los esfuerzos que soportan. Hoy en día, con el desarrollo de las computadoras, es posible ampliar el conocimiento estos comportamientos haciendo uso de herramientas como el Método de Elementos Finitos, tanto para fluidos mecánicos como para mecánica de sólidos [20], ambos, con características cuantitativamente diferentes.

1.5.2. Mecánica de Sólidos

La mecánica de sólidos es el estudio de cómo las fuerzas afectan la deformación de un objeto sólido, y las ecuaciones constitutivas son fundamentales para comprender esta relación. Aunque estas relaciones pueden llegar a ser complejas, para pequeñas deformaciones muchos materiales siguen un comportamiento lineal, lo que facilita su medición y análisis teórico. Sin embargo, los comportamientos no lineales son muy interesantes desde el punto de vista aplicado pero, desde luego, más complejos.

El comportamiento elástico de un material se refiere a su capacidad de deformarse temporalmente bajo la aplicación de una carga o fuerza externa y luego volver a su forma original una vez que se retira la carga. En otras palabras, un material elástico puede experimentar deformación, pero conservará su estructura y propiedades originales una vez que se elimine la carga. Cuando se aplica una fuerza a un material elástico, como estirarlo o comprimirlo, experimentará una deformación proporcional a la magnitud de la fuerza aplicada. Esta relación entre la fuerza aplicada y la deformación resultante se rige por la ley de Hooke, que establece que el esfuerzo es directamente proporcional a la deformación (cambio en longitud por unidad de longitud original) dentro del rango elástico del material [21]. Este comportamiento elástico del material se investiga

comúnmente utilizando un sistema de prueba de tensión. En este sistema, se sujeta una muestra del material y se somete a estiramiento, midiendo tanto la fuerza aplicada como la deformación resultante. Estos datos pueden graficarse para visualizar el comportamiento del material (ver figura 1.1). En el caso de materiales como el acero y el vidrio, su comportamiento inicial es lineal, lo que significa que la extensión es proporcional a la fuerza aplicada. En esta fase, el material es elástico, lo que implica que sigue una línea recta en el gráfico tanto durante la carga como durante la descarga. Sin embargo, al alcanzar el "punto de fluencia", o punto Y, la relación fuerza - deformación deja de ser lineal. Más allá del punto de fluencia, el material se vuelve plástico, lo que significa que no vuelve a su forma original después de la eliminación de la fuerza y queda permanentemente deformado. El punto U, llamado resistencia a la tracción máxima", marca el punto en el que el material se fractura bajo una carga adicional.

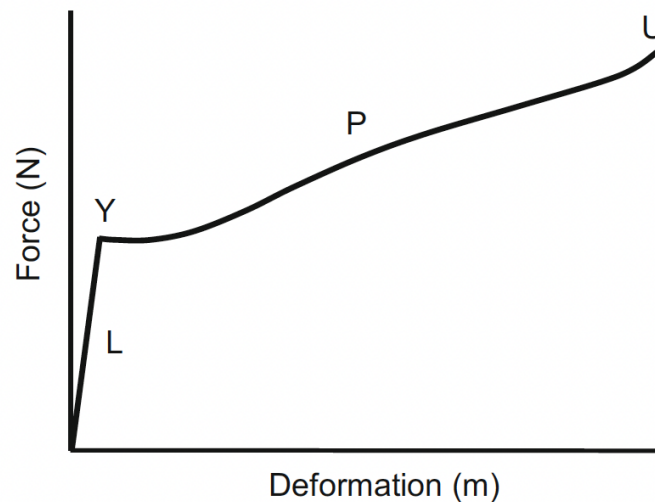


Figura 1.1: La curva fuerza-deformación para el acero. Se muestra cómo la fuerza que se aplica al acero se relaciona con su extensión. El comportamiento lineal L indica que el acero se estira proporcionalmente a medida que se aplica una fuerza. El punto de cedencia Y es el punto en el que el acero deja de comportarse linealmente y comienza a deformarse permanentemente (plasticidad). La deformación plástica P es la cantidad de deformación que el acero puede soportar antes de fracturarse. La máxima resistencia uniaxial U es la fuerza máxima que el acero puede soportar antes de fracturarse. Extraído de [22].

Los materiales biológicos son una combinación de diferentes componentes, y desde una perspectiva mecánica, los más relevantes son las fibras de colágeno, la elastina, la reticulina y una sustancia llamada "sustancia fundamental", que es amorfa, hidrofílica

y contiene mucha agua. La elasticidad del tejido biológico depende de la cantidad y la disposición de cada uno de estos componentes [22].

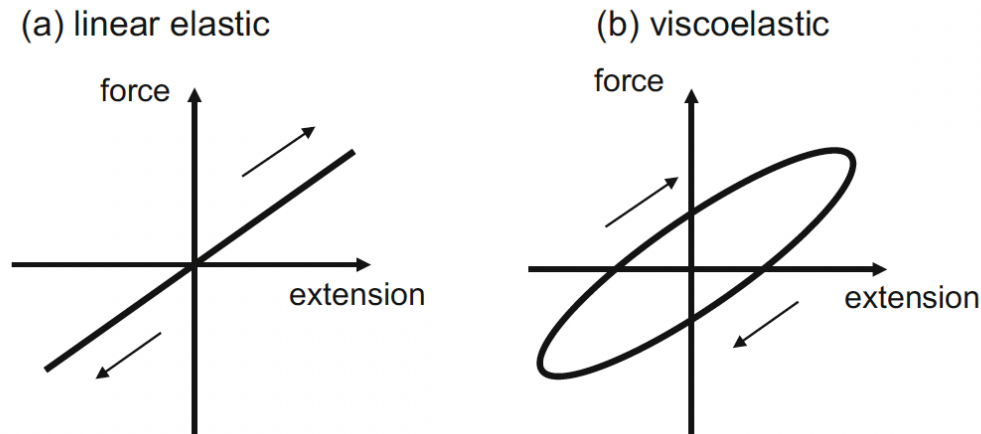


Figura 1.2: En esta imagen se están describiendo las curvas que muestran cómo un material se deforma bajo la aplicación de una fuerza que varía cíclicamente. a) en un material elástico lineal, la curva de carga (cuando se aplica la fuerza) y la curva de descarga (cuando se retira la fuerza) son idénticas, lo que significa que el material se comporta de manera consistente y predecible. Sin embargo, en un material viscoelástico, b) las curvas de carga y descarga son diferentes y forman un bucle, lo que indica que el material exhibe propiedades tanto elásticas como viscosas, y su comportamiento puede ser más complejo y menos predecible. Extraído de [22].

Un sistema de prueba de tracción simple en una dimensión, es un método comúnmente utilizado para evaluar las propiedades mecánicas de los materiales. En el caso de los materiales viscoelásticos¹, permite caracterizar su comportamiento bajo carga y analizar cómo responden a diferentes niveles de deformación y velocidad de carga. En la prueba de tracción simple para materiales viscoelásticos, se somete una muestra del material a una fuerza de tracción uniaxial gradualmente creciente. La muestra se estira en una dirección específica mientras se mide la fuerza aplicada y la deformación resultante. La deformación se mide típicamente como la relación entre el cambio de longitud y la longitud original de la muestra [21]. A diferencia del comportamiento elástico, en el que las curvas de carga y descarga son idénticas, en un material viscoelástico son diferentes. La viscoelasticidad implica un retraso en el tiempo entre la aplicación de la fuerza y la deformación resultante, lo que significa que el material tiene una combina-

¹La viscoelasticidad es un tipo de comportamiento mecánico en el que ciertos materiales muestran propiedades tanto elásticas como viscosas cuando son deformados.

ción de propiedades elásticas y viscosas. Si el sistema de prueba de tracción aplica carga y descarga cíclicamente al material, la curva de fuerza-deformación resultante tomará la forma de una elipse (fig 1.2). Si la componente viscosa es baja en comparación con la componente elástica, las curvas de carga y descarga se asemejarán mucho entre sí. Sin embargo, en materiales con una componente viscosa más alta, las curvas estarán más separadas y la amplitud de la elipse que forman en el gráfico será mayor.

1.5.3. Módulo de Young

La tensión, σ , se define como la fuerza (en Newton, N) por unidad de área (metros cuadrados, m^2)²:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1.1)$$

La deformación es la medida de la magnitud en la que un material se estira o se comprime en relación a su longitud original, sin importar las unidades de medida que se utilicen para medir la longitud:

$$\varepsilon = \frac{\delta l}{l} \quad (1.2)$$

Matemáticamente, ε es la relación entre la extensión δl y su longitud original l .

El módulo de Young o módulo de elasticidad, es una medida del comportamiento elástico de un material y es una propiedad mecánica fundamental. También, se define como la relación entre el cambio en longitud de un material y la fuerza aplicada para producir ese cambio. El módulo de Young es la relación entre el esfuerzo (tensión) y la deformación:

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (1.3)$$

Otra forma alternativa (y muy usada en la mecánica de medios continuos) es:

$$\sigma = \varepsilon E \quad (1.4)$$

²Este parámetro se mide, generalmente en gigapascales (GPa) o megapascales (MPa), En este trabajo, usaremos ambas unidades, dependiendo al material biológico a estudiar.

El módulo de Young se mide, normalmente, utilizando un sistema de prueba de tensión. El valor E es igual a la pendiente de la línea en el gráfico de esfuerzo-deformación. Para un material elástico lineal, la pendiente es constante en gran parte del rango de esfuerzo-deformación y las propiedades mecánicas del material se pueden describir mediante un único valor de E . Para materiales no lineales, como los tejidos biológicos blandos, el valor de E depende de la deformación [22]. En la tabla 1.1 se enlistan los módulos de elasticidad de algunos materiales comunes.

Materiales	Módulo de Young
Cerámicas	60 - 1000 GPa
Metales y aleaciones	13 - 400 GPa
Vidrios	50 - 90 GPa
Maderas	0.08 - 25 GPa
Cauchos	500 - 100,000 KPa

Cuadro 1.1: Módulos de elasticidad E de materiales comunes. Adaptación del trabajo de Hoskins, et al. [22]

En las próximas secciones se detallarán los valores de los módulos de elasticidad reportados en la literatura para diferentes tipos de materiales biológicos, como hueso, cartílago y músculos intercostales.

1.5.4. Coeficiente de Poisson

El efecto Poisson se define como la relación inversa entre la deformación en las direcciones perpendiculares a la dirección de la carga y la deformación en la dirección de la carga. El coeficiente de Poisson se utiliza para cuantificar esta relación y se define como el cociente entre la deformación transversal y la deformación axial, es decir:

$$\nu = \frac{\delta x/x}{\delta z/z} \quad (1.5)$$

Normalmente, se usa la letra griega ν (nu) para denotar el coeficiente de Poisson, no obstante, en este trabajo usaremos la letra griega η (eta).

Los materiales incompresibles, que no cambian de volumen al ser cargados, tienen un coeficiente de Poisson de 0.5. Los tejidos biológicos blandos, que tienen una gran cantidad de agua, tienen valores de Poisson cercanos a 0.5 [22]. En contraste, para

muchos otros materiales, como metales, vidrios y hormigón, el valor del coeficiente de Poisson se encuentra en un rango de 0.2 a 0.4 [23].

1.5.5. Comportamiento de materiales biológicos

Los tejidos biológicos del cuerpo humano, como los huesos, cartílagos y músculos costales, presentan un comportamiento mecánico complejo. Estos tejidos están diseñados para soportar cargas y fuerzas, resistir deformaciones y mantener la integridad estructural del cuerpo humano.

En esta sección estudiaremos los principales elementos a considerar, como ser, el comportamiento teórico de los materiales biológicos como el hueso, el cartílago y los músculos intercostales.

1.5.5.1. Comportamiento elastoplástico de los huesos

La mayor parte de los materiales se comporta elásticamente (o casi) bajo tensiones o compresiones pequeñas. Las características de la respuesta elástica son: no depende de la variable tiempo y es instantánea. La principal característica de los materiales elásticos es la reversibilidad. Sin embargo, muchos materiales tienen respuestas elastoplásticas bajo cargas, este se refiere a la capacidad de un material para experimentar tanto deformaciones elásticas como plásticas cuando se somete a cargas o fuerzas externas. Cuando un material exhibe un comportamiento elastoplástico, puede deformarse temporalmente de manera elástica cuando se aplica una carga, lo que significa que recuperará su forma original una vez que se elimine la carga. No obstante, si la carga aplicada supera cierto umbral, el material comenzará a experimentar deformaciones plásticas, lo que resultará en cambios permanentes en su forma incluso después de eliminar la carga. La deformación plástica implica que el material ha excedido su límite elástico y ha sufrido cambios permanentes en su estructura interna [24, 25].

El comportamiento elastoplástico es común en una amplia variedad de materiales, incluidos metales, plásticos y materiales biológicos. En el caso de los materiales biológicos, como los tejidos conectivos, los huesos y los cartílagos, el comportamiento elastoplástico les permite adaptarse a las demandas mecánicas cambiantes, como cargas repetidas, y mantener su integridad estructural a largo plazo [26].

En el caso de los materiales elastoplásticos, las curvas tensión-deformación, normalmente muestran tres regiones distintas:

1. Región elástica inicial: En esta región, el material se comporta de manera elástica, lo que significa que la deformación es proporcional a la tensión aplicada. La curva es lineal y presenta una pendiente constante, lo que indica una respuesta elástica reversible. Cuando se elimina la carga, el material retorna a su forma original sin dejar deformación permanente.
2. Región de fluencia o plasticidad: A medida que se aumenta la tensión aplicada, el material puede alcanzar un punto de fluencia donde comienza a experimentar deformaciones plásticas. En esta región, la curva tensión-deformación se desvía de la linealidad y muestra una tendencia al endurecimiento o ablandamiento dependiendo del material. La deformación plástica es permanente y el material no regresa a su forma original después de eliminar la carga.
3. Región de endurecimiento: Si se continúa aplicando tensión, el material puede mostrar una mayor resistencia a la deformación, lo que se conoce como endurecimiento. En esta región, la curva puede mostrar una pendiente creciente debido a procesos como la formación de dislocaciones o la redistribución de tensiones internas.

1.5.6. Comportamiento elástico lineal isotrópico de los músculos

En el presente estudio, hemos considerado que los músculos intercostales exhiben un comportamiento elástico lineal, lo que implica que siguen una ley de Hooke y que la deformación es proporcional a la tensión aplicada, ver sección 2.4.

Es importante mencionar que en esta investigación, se ha optado por no tener en cuenta los componentes viscosos en el comportamiento de los músculos intercostales. Esto significa que no se ha considerado la presencia de elementos viscosos que puedan influir en su respuesta mecánica. Además, se ha asumido que los músculos intercostales son isotrópicos, lo que significa que su comportamiento mecánico es el mismo en todas

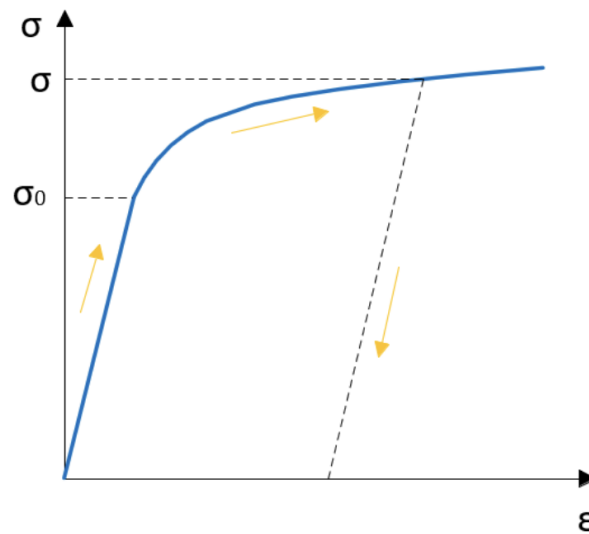


Figura 1.3: Curva tensión - deformación del comportamiento elastoplástico exponencial de un material. En esta imagen se muestra la carga del material, inicialmente tiene un comportamiento elástico, luego a medida que la deformación aumenta, el material eventualmente alcanza su límite elástico. Más allá de este punto, el material comienza a mostrar un comportamiento plástico y luego de la descarga el material no vuelve a sus dimensiones iniciales debido a cambios irreversibles. Tomado del trabajo de Fraile [27]

las direcciones. Esta suposición se basa en la premisa de que la estructura y las propiedades de los músculos intercostales no varían significativamente según la dirección en la que se aplique la carga.

En nuestro estudio, hemos modelado las propiedades mecánicas de los músculos intercostales como un sólido lineal isotrópico y nos hemos enfocado únicamente en dos parámetros: el módulo de Young y el coeficiente de Poisson, ver sección 2.4.

1.5.7. Método de Elementos Finitos

El método de elementos finitos (*FEM*, *Finite Element Method*) es una técnica general para construir las soluciones aproximadas a problemas de valores en la frontera. El método consiste en dividir el dominio de la solución en un número finito de subdominios simples, los elementos finitos y el uso de conceptos variacionales para construir una aproximación de la solución sobre la colección de elementos finitos [28].

El método computacional de los elementos finitos tuvo su origen a mediados de los años 1950 cuando ingenieros estructurales hicieron conexión con el análisis de los

1.5. ANTECEDENTES

13

métodos variacionales de finales del siglo XIX y principios del siglo XX en mecánica de medios continuos con un método de discretización donde la estructura es pensada como una división de elementos de formas variadas [29].

El FEM es ampliamente utilizado en diversos campos, como la ingeniería estructural, la mecánica de fluidos, la transferencia de calor, la electromagnética y la biomecánica, entre otros. Algunas de las aplicaciones actuales del FEM incluyen [30, 31]:

- **Análisis de estructuras:** El FEM se utiliza para analizar y diseñar estructuras como edificios, puentes y componentes de máquinas. Permite evaluar la resistencia, rigidez y estabilidad de las estructuras bajo diferentes cargas y condiciones de contorno.
- **Simulación de fluidos y transferencia de calor:** El FEM se utiliza para modelar y simular el flujo de fluidos en tuberías, la convección de calor en sistemas térmicos y la interacción fluido-estructura en aplicaciones como aerodinámica y dinámica de fluidos computacional (CFD).
- **Diseño de dispositivos electromagnéticos:** se emplea en el diseño de componentes y sistemas electromagnéticos, como transformadores, motores eléctricos y antenas. Permite analizar el campo electromagnético, las corrientes y las pérdidas en estos dispositivos [32].
- **Ingeniería biomédica** se aplica en la modelización y simulación de tejidos biológicos, prótesis y dispositivos médicos. Permite evaluar la biomecánica del cuerpo humano, el flujo sanguíneo, el comportamiento de implantes y la interacción biomaterial-tejido.

Desde el punto de vista teórico, el FEM se basa en principios de la mecánica del medio continuo, como la teoría de elasticidad y la transferencia de calor. Se utilizan funciones para aproximar el campo de deformaciones y se resuelven sistemas de ecuaciones algebraicas mediante métodos numéricos, como el método de Galerkin o el método de *discontinuo* Galerkin.

El FEM requiere una capacidad de cómputo significativa debido al alto grado de discretización y complejidad de los problemas tratados. Se utilizan algoritmos eficientes

y técnicas de paralelización para aprovechar al máximo los recursos computacionales disponibles y obtener soluciones precisas en tiempos razonables [33].

El FEM ha revolucionado el campo del análisis y diseño de ingeniería, permitiendo la resolución de problemas complejos que antes eran difíciles o incluso imposibles de abordar analíticamente. Su versatilidad y aplicabilidad en una amplia gama de disciplinas lo convierten en una herramienta invaluable para el desarrollo y la innovación tecnológica en diversas industrias.

1.5.7.1. Definición formal de elementos finitos

Formalmente, el método del elemento finito consiste en la tripleta [34]:

- Un polígono $K \subset \mathbb{R}^d$, donde $d = 1, 2, 3$.
- Un espacio de funciones polinomiales P en K .
- Un conjunto de $n = \dim(P)$ de funcionales lineales $L_i(\cdot)$, $i = 1, 2, \dots, n$ es la definición de los grados de libertad

El polígono K es de tipo diferente dependiendo de si la dimensión espacial d es 1, 2 o 3. En este estudio, nuestra dimensión espacial es tres: tenemos un modelo geométrico tóraco tridimensional.

1.5.8. Salome Meca y Code Aster

SALOME es un software de código abierto ³ que proporciona una plataforma genérica para pre y post procesamiento para la simulación numérica. Se basa en una arquitectura abierta y flexible hecha de componentes reutilizables.

Es una plataforma de preprocesamiento que permite la creación de modelos complejos y geometrías 3D para simulaciones numéricas. Es una plataforma gráfica y extensible que proporciona una amplia gama de funcionalidades para construir modelos detallados

³Es el software distribuido y desarrollado libremente. *Open Source* se refiere a un enfoque de desarrollo de software y colaboración en el que el código fuente de un programa o aplicación es accesible y libremente disponible para el público en general. Esto significa que cualquier persona puede ver, modificar y distribuir el código fuente sin restricciones.

y precisos. SALOME permite generar mallas de elementos finitos, definir las condiciones de contorno, asignar materiales y configurar la simulación en preparación para el análisis.

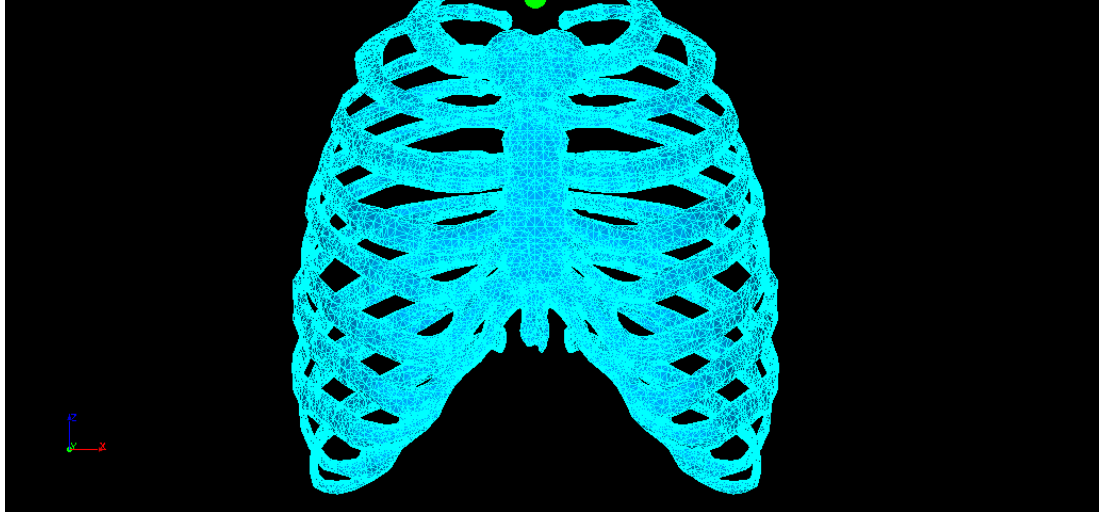


Figura 1.4: En este modelo torácico computacional se visualizan los nodos y los elementos finitos en el software de código abierto Code Aster. Este prototipo solo está considerando tejido óseo.

Code Aster es un software para el análisis de elementos finitos y simulación numérica en mecánica estructural y multifísica. Code Aster es el solver o motor de procesamiento, sin incluir el pre-posprocesamiento. Su aplicación abarca múltiples disciplinas: análisis tridimensional mecánico y térmico, hidrodinámica, etc, ya sean condiciones estacionarias o transitorias, y tanto en procesos lineales como no lineales. Ofrece una gran variedad de capacidades de simulación, como análisis lineal y no lineal, análisis térmico, análisis de fatiga, análisis de fluidos acoplados, entre otros. Code Aster es conocido por su precisión y capacidad para manejar problemas complejos de mecánica y transferencia de calor. Code Aster es un potente software de análisis numérico y simulación desarrollado por Électricité de France (EDF) [35].

1.5.9. Caja torácica

La caja torácica humana, en primera aproximación, es un cilindro irregular formado por costillas y músculos intercostales (ver figura 1.5). Entre sus funciones principales están facilitar la respiración y proteger órganos como el corazón, los pulmones, esófago,

parte del estómago o el diafragma, además de tejidos importantes como los grandes vasos sanguíneos [36]. La protección proporcionada por la caja torácica se debe a las propiedades biomecánicas de los huesos y cartílagos de los que está provista [17]. Sin embargo cuando a estos tejidos se les somete a esfuerzos que sobrepasan límites de sus propiedades, dan como resultado lesiones que en ocasiones suponen un riesgo para la vida. Muchas de las lesiones provienen de accidentes de tránsito que se producen normalmente desde la parte frontal, lateral o de todas partes [37], en este caso el tórax interactúa con diversos componentes como el cinturón de seguridad o bolsas de aire [38] que protegen el cuerpo humano pero que también puede lesionarlo.

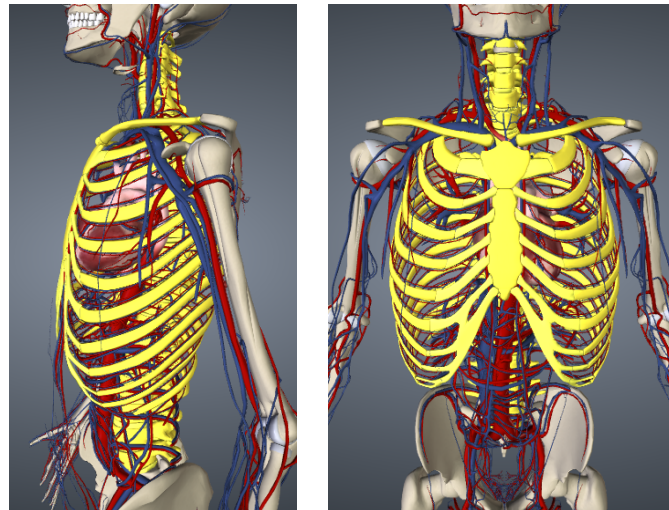


Figura 1.5: En amarillo está la caja torácica que protege órganos y tejidos internos. Fuente: *Biodigital* <https://human.biodigital.com/>

En décadas anteriores, se realizaron investigaciones usando cadáveres o maniqués para entender la biomecánica de impactos en el tórax [39, 40]. En años recientes, con el desarrollo de softwares de simulación así como la disponibilidad, se han llevado a cabo investigaciones que tienen como objetivo realizar modelos precisos que dan respuesta a la biomecánica del tórax humano en distintas situaciones traumáticas [41, 42, 43]. Algunos trabajos, utilizando estos softwares de simulación, ayudan a comprender el comportamiento del tórax en situaciones similares a las que experimenta durante una RCP y evaluar el riesgo de lesiones [44].

1.5.10. Propiedades mecánicas de los tejidos

La biomecánica del tejido estudia las propiedades mecánicas y físicas de materiales biológicos. Los tejidos se clasifican en blandos y duros. Los tejidos duros incluyen los dientes, los huesos, uñas y cartílagos; entre los tejidos blandos se encuentran los músculos, ligamentos, la sangre, tendones y demás estructuras orgánicas [17].

El tórax se compone principalmente (y para fines de nuestro estudio) de hueso, cartílagos y músculos intercostales. En este capítulo estudiaremos los distintos tejidos que componen la caja torácica así como las funciones realizadas y sus propiedades físicas.

1.5.10.1. Tejido óseo

El hueso es un tejido duro y resistente que forma parte del endoesqueleto, presente en los vertebrados. El esqueleto provee al cuerpo su forma, facilita el movimiento, protege órganos internos de situaciones traumáticas [45]. Cualquier enfermedad o la edad influyen negativamente en las propiedades mecánicas de los huesos disminuyendo su capacidad protección y de regeneración ante situaciones adversas [46, 47].

Los huesos se mantienen unidos por ligamentos, tendones y cartílagos. Varían en tamaño y forma, por ejemplo, algunos tienen formas de vigas como en los brazos, las piernas y extremidades, y otros, en forma de placa: como el cráneo o escápula. Constituyen la mayor parte de los tejidos duros en el cuerpo humano, además, son tejidos vivos formados por una red vascular, son capaces de crecer y repararse en caso de lesiones [17]. Están constituidos por células que forman una estructura organizada, se nutren del suministro de sangre. La célula básica del hueso se llama osteocitos. También, los osteoblastos son células que están activas en la formación, crecimiento y la curación del hueso.

Los osteoblastos realizan la función de absorción y remodelación de huesos. La dureza del hueso se debe a la presencia de minerales como calcio y fósforo. Dichos minerales se mantienen unidos gracias a una matriz de colágeno, material fibroso, flexible y resistente [17], que provee a los huesos resistencia a la tracción [48]. La composición depende de varios factores como pueden ser: la especie animal, del tipo de hueso, la edad, el sexo y si se trata de hueso trabecular o cortical [49].

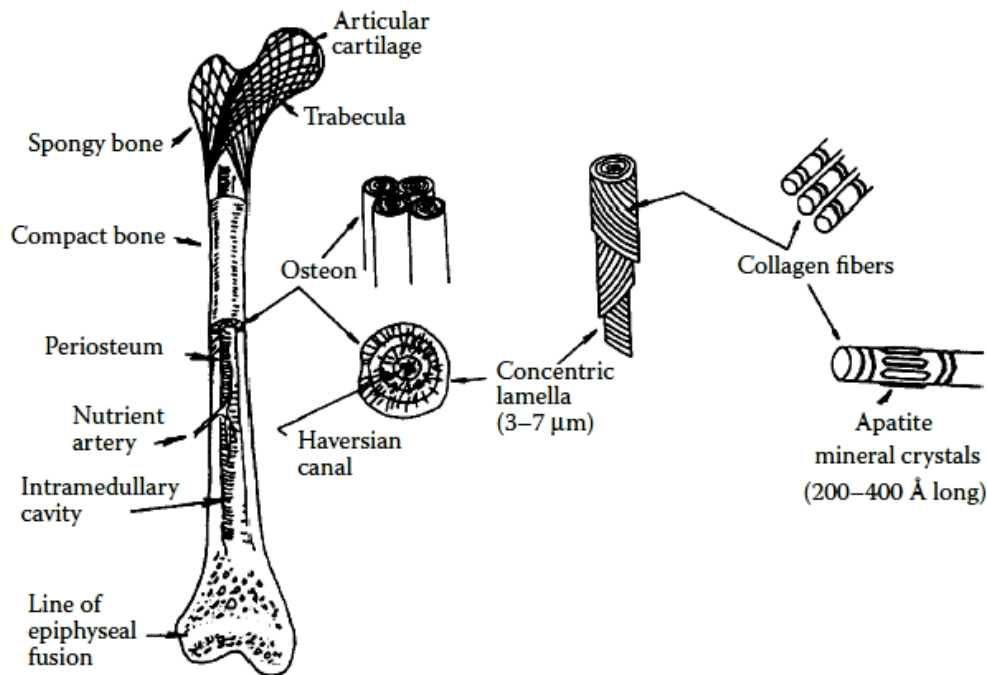


Figura 1.6: Niveles jerárquicos de la estructura del fémur humano. Fuente: [49]

Las estructuras de los huesos (figuras 1.6 y 1.7) se agrupan en cuatro niveles. En la estructura más pequeña tenemos la molécula de tropocolágeno y los cristalitas de apatita asociados (abreviado AP)⁴. El siguiente nivel es el nivel ultraestructural. En este nivel, el colágeno y Ap están íntimamente asociados a un compuesto microfibrilar, que se ensamblan en fibras de espesor aproximadamente de 3 a 5 μm. En el siguiente nivel, el microestructural, estas fibras están dispuestas al azar (tejido óseo), organizados en grupos concéntricos laminares (osteonas) o grupos lamelares lineales (hueso plexiforme). Es en este nivel donde normalmente hablamos de las propiedades del tejido óseo. Además de las diferencias en la organización lamelar en este nivel, hay también dos tipos diferentes de estructura arquitectónica. El tipo denso de hueso que se encuentra, por ejemplo, en los huesos largos se conoce como hueso compacto o cortical (figuras 1.6 y 1.7). Un tipo más poroso o esponjoso del hueso se encuentra, por ejemplo, en los extremos articulares de los huesos largos. Esto se denominan hueso esponjoso (trabecular) (figuras 1.6 y 1.7). Por último, a nivel macroestructural, tenemos todo el hueso en sí, construido por osteonas [49].

⁴Es un mineral con cristales hexagonales y dureza 5 en la escala de Mohs (medianamente duro). El color es variable aunque predominan los cristales incoloros, de color parduzco o verdoso. La composición química aproximada es $Ca_5(PO_4)_3X$, donde X hidroxipatita, fluorapatita o clorapatita.

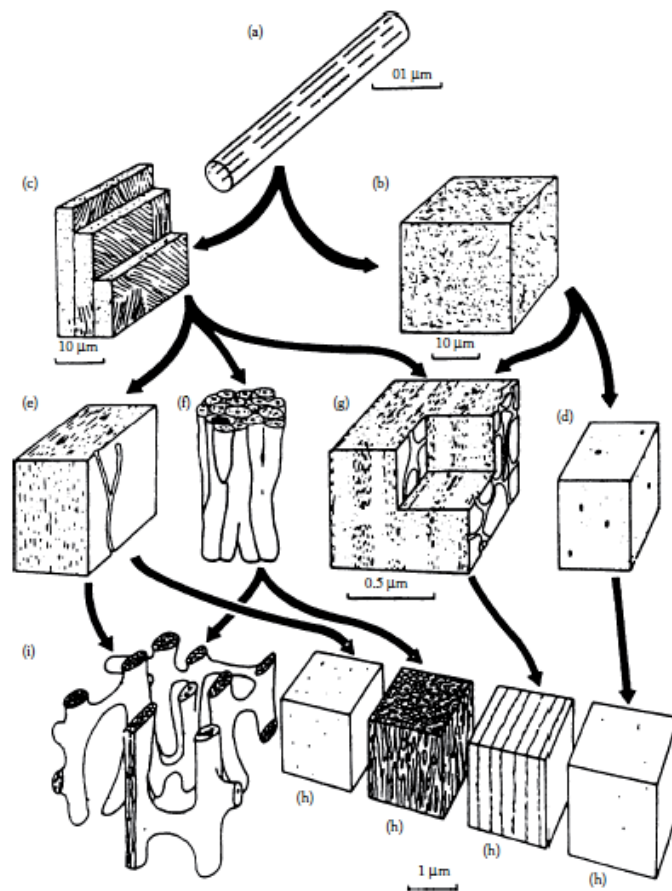


Figura 1.7: a) Fibra de colágeno. b) Tejido óseo. Las fibras de colágeno son organizadas de manera más o menos aleatoria. c) Hueso lamera. d) Las manchas negras muestran los canales de sangre. e) Hueso primario lamelar. f) Sistema de Havers es la unidad anatómica y funcional del tejido óseo. Está constituido por un canal de Havers, alrededor del cual se agrupan laminillas con lágunas conteniendo células óseas, ya sean osteocitos u osteoblastos. g) Hueso laminar: dos canales son expuestos, las fibras de colágeno son paralelas y ordenadas³, miden entre 3 y 7 micras. h) Hueso compacto. i) Hueso esponjoso. Extraído de [49].

Las densidades de masa del hueso cortical (también se conoce como compacto y se encuentra sobre todo en el cuerpo de los huesos largos constituyendo aproximadamente el 80 % del esqueleto) es aproximadamente entre $1800 - 1900 \text{ kg/m}^3$ ($1.8 - 1.9 \text{ g/cm}^3$)³. La densidad del hueso trabecular (constituye la parte interna del hueso) varía considerablemente dependiendo de la porosidad, generalmente, en un rango de entre el 5 % al 70 % del hueso cortical [50].

Los huesos soportan mejor la compresión que la tensión, esto se debe a su estructura interna que está diseñada para soportar cargas de compresión en su forma natural. Los

huesos son capaces de resistir la compresión debido a la disposición de su tejido, que puede soportar y redistribuir la carga a lo largo de su estructura. La matriz mineralizada del hueso, compuesta principalmente de hidroxapatita, es altamente resistente a la compresión [51]. Las propiedades físicas de los huesos varían según la localización (tabla 1.2).

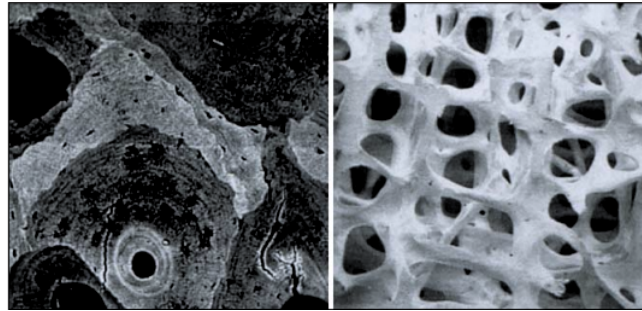


Figura 1.8: Microfotografías electrónicas del hueso cortical (izquierda) y trabecular (derecha). Tomada de [52]

Hueso	Densidad en kg/m^3
Escápula y clavícula	1460
Cráneo	1610
Esternón	1250
Costillas (segunda, sexta)	1410
Costillas (el resto)	1520

Cuadro 1.2: Densidades en distintos huesos [53]

1.5.10.2. Tejido Cartilaginoso

El tejido cartilaginoso o cartílago es un tejido que, después de los huesos, dientes y uñas, son el material más duro. Estas estructuras son un tipo de tejido conectivo, y se encuentran en muchas partes de nuestro cuerpo, incluyendo nuestras orejas, nariz, tráquea y esqueleto fetal. Es un material carente de vasos sanguíneos, formados por una matriz extracelular y células dispersas (solo el 10 % del cartílago es celular) denominadas condrocitos [49, 17]. El cartílago reviste articulaciones, se encuentra en las uniones entre las costillas y el esternón, como refuerzo en la tráquea y bronquios, y está presente en el oído externo y en el tabique nasal.

En el cartílago, la movilidad de la fase de fluido es relativamente baja, y cuando se producen cambios rápidos en la carga, el cartílago responde casi como un sólido lineal elástico con un módulo de Young de aproximadamente 6 MPa [54]. En promedio, el cartílago tiene una resistencia a la compresión de aproximadamente 5 MPa, lo que implica que puede soportar una carga aplicada que tiende a comprimirlo sin deformarse significativamente. Por otro lado, con respecto a la resistencia a la tensión, el cartílago tiene un promedio de aproximadamente 25 MPa cuando la carga se aplica en la dirección paralela a la orientación de las fibras de colágeno; esto significa que el cartílago puede resistir una carga que tiende a estirarlo sin sufrir deformaciones significativas [50]. En un reciente estudio se determinó que las propiedades elásticas del cartílago en simulaciones son decisivas para realizar una correcta RCP [55] como las del presente estudio. En este trabajo, hemos usamos 27 MPa como parámetro de entrada en nuestras simulaciones para los cartílagos costales.

En particular el cartílago costal, que conecta las costillas y el esternón, cumple una función mecánica en el cuerpo. El estudio de Lau et.al [56], mostró que el envejecimiento se correlacionó con una mayor variabilidad en los resultados locales de la rigidez de la indentación ⁵.

1.5.10.3. Músculos

Los tejidos musculares están presentes en los animales y humanos. Hay tres tipos de músculos: esquelético, lisos y el cardiaco. El músculo esquelético es una parte fundamental del cuerpo animal ya que es el encargado de generar movimiento. Este músculo está controlado por nervios voluntarios y tiene la particularidad de que, si se estimula con una frecuencia suficientemente alta, puede generar una tensión máxima constante en el tiempo, lo que se conoce como tetanización. En ese momento, se considera que la actividad contráctil es máxima. Estos músculos son los responsables de la estabilidad y el movimiento del cuerpo. Estos músculos entran en tensión pero no en compresión y produce movimiento tirando de los huesos a través de tendones conectivos [58].

Mecánicamente, las fuerzas en los músculos se producen por fibras microscópicas

⁵La indentación se refiere a una técnica utilizada para medir la rigidez y la dureza de los tejidos biológicos. La técnica implica la aplicación de una carga controlada sobre la superficie de un tejido biológico con una punta esférica o cónica, y luego la medición de la profundidad de la indentación resultante [57].

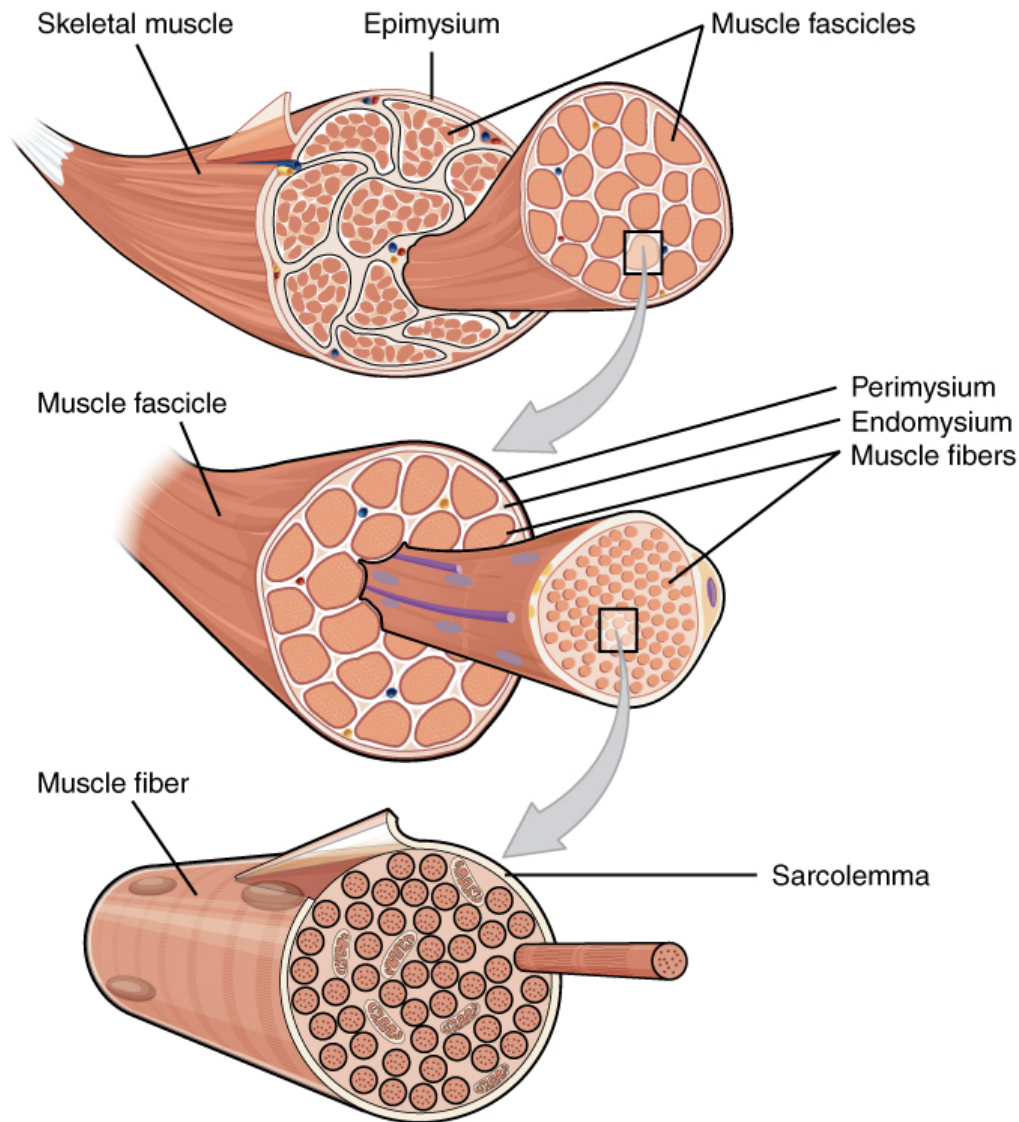


Figura 1.9: Los fascículos, que son conjuntos de fibras musculares, están envueltos por una capa protectora llamada perimisio. Además, cada fibra muscular individual está cubierta por una capa protectora llamada endomisio. Extraído de: [59]

(ver: fig 1.9). Estas fibras son estimuladas eléctricamente a través de los nervios [17]. El músculo esquelético está organizado en largos filamentos, formados por actina y miocitos dispuestos como miofibrillas. Las miofibrillas son alargadas, finas y cilíndricas. Los miofilamentos son ensamblados en miofibrillas que se organizan en fascículos que forman el músculo.

1.5.10.4. Músculos intercostales

Existen tres conjuntos de músculos denominados músculos intercostales que se extienden a través de cada espacio intercostal. La función principal de estos músculos es colaborar en la respiración al modificar las dimensiones de la caja torácica (ver figura 1.10)

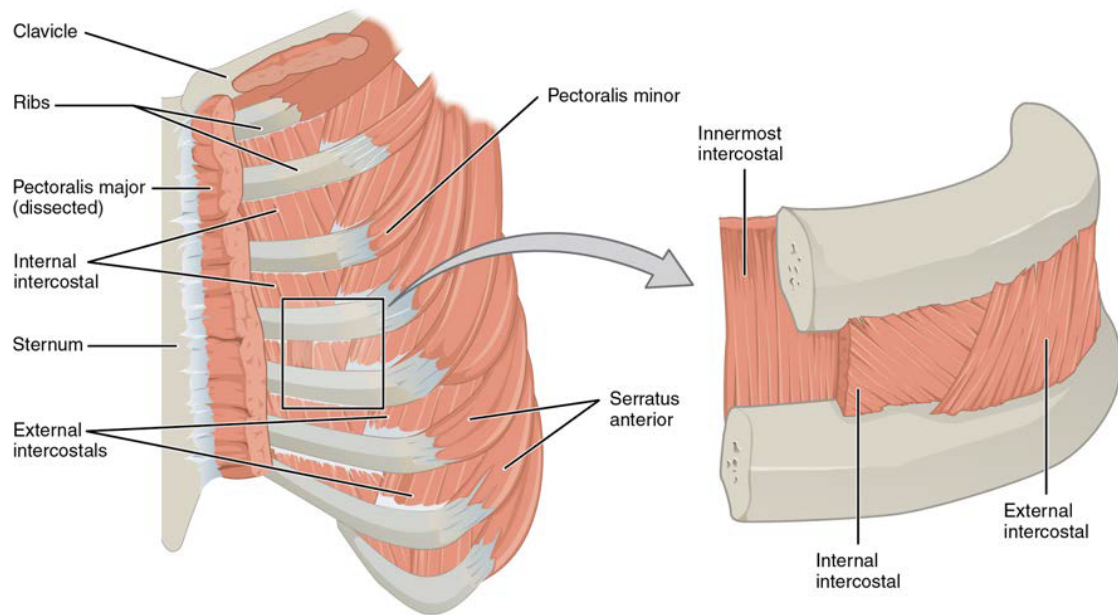


Figura 1.10: Músculos intercostales. Los músculos intercostales externos se encuentran en la parte lateral de los costados del cuerpo, mientras que los músculos intercostales internos están ubicados más hacia el centro, cerca del esternón. Por otro lado, los músculos intercostales más internos se encuentran debajo de los intercostales internos y externos [59].

Los 11 pares de músculos intercostales superficiales externos son responsables de la inspiración durante la respiración, ya que al contraerse, levantan las costillas y expanden la caja torácica. En contraste, los 11 pares de músculos intercostales internos, ubicados debajo de los externos, participan en la espiración, ya que juntan las costillas y disminuyen el tamaño de la caja torácica. Los músculos intercostales más internos, que están situados en la parte más profunda, actúan en conjunto con los intercostales internos para ayudar en la espiración [59]. Las propiedades mecánicas de los músculos esqueléticos puede variar dependiendo de varios factores, como la edad, el tipo de músculo y el nivel de actividad física [60, 61, 62, 63].

1.5.11. Reanimación CardioPulmonar

1.5.11.1. Breve historia de la RCP

En las grandes ciudades portuarias de Europa, como Ámsterdam, se estableció la primera organización de reanimación debido a que el ahogamiento fue la causa principal de muerte súbita durante la década de 1700 [1]. La creación de la Sociedad de Rescate de Ámsterdam en 1767 fue un reflejo del deseo de revivir a las personas que sufrían muerte súbita. En los primeros cuatro años de su fundación, la organización logró salvar la vida de ciento cincuenta individuos. Años después, en 1774, se fundó en Londres la *Royal Humane Society*⁶, por los doctores, William Hawes(1736-1808) y Thomas Cogan (1736-1818), que estaban preocupados por el número de personas que eran tomadas de manera errónea como muertas. Dichos médicos promovieron además la nueva, pero también controvertida, técnica médica de reanimación. Varias de las técnicas creadas en los años posteriores dependían de la presión directa sobre el abdomen, espalda o pecho pensando (equivocadamente) que el arrastre de aire a los pulmones mantenía una correcta oxigenación. Muchas personas en Europa y Estados Unidos aprendieron estas técnicas, aunque ningún científico de la época recomendó la respiración boca a boca porque se consideraba de mal gusto colocar los labios sobre otra persona [1].

James Elam fue un médico estadounidense conocido por su contribución a la técnica de la ventilación boca a boca, que es parte fundamental de la RCP. En la década de 1950, Elam y su colega Peter Safar desarrollaron y popularizaron la técnica de la respiración boca a boca como un método de resucitación para las personas en paro respiratorio. Este enfoque permitía a los socorristas proporcionar ventilación a las personas que no podían respirar por sí mismas, salvando muchas vidas antes de la llegada de servicios médicos avanzados. La técnica de la ventilación boca a boca posteriormente se integró en la RCP moderna, que incluye tanto las compresiones torácicas como las ventilaciones para mantener la circulación y la oxigenación en caso de paro cardíaco. Para el año 1957 el ejército de los Estados Unidos aceptó el método y la AMA (*Sociedad Médica Americana*) hizo lo mismo el año siguiente [1].

⁶Es una organización benéfica que vela por la preservación y la restauración de la vida por reanimación. Ver más en <http://www.royalhumanesociety.org.uk/>

1.5.11.2. Desfibrilación

La electricidad fue descubierta a mediados del siglo XVIII, pero no fue hasta el siglo XIX donde se comenzó a aplicar: Galvani notó en sus experimentos con ranas, que los músculos de éstas se contraían cuando se aplica electricidad [64]. A finales del siglo XIX, el Dr. John MacWilliam estudió de forma sistemática los efectos de la electricidad en el corazón de mamíferos y manifestó que se detectaron movimientos "fibrilares". La desfibrilación se demostró por primera vez en 1899 por Prevost y Batelli, dos médicos de la Universidad de Ginebra en Suiza, descubrieron que las pequeñas descargas eléctricas podrían inducir la fibrilación ventricular en perros [65].

Los estudios en animales siguieron, pero en 1947 el profesor Claude Beck utilizó la desfibrilación por primera vez en seres humanos con un niño de 14 años que estaba siendo operado de un defecto congénito en el pecho. Se llevó a cabo un masaje durante 70 minutos, y después de dos series de descargas eléctricas el pulso fue reestablecido sin secuelas neurológicas adversas [65]. En la actualidad, una RCP combina la respiración boca a boca, las compresiones cardíacas en el tratamiento básico. Además de llevar a cabo una evaluación inmediata de la situación, intervenir de manera oportuna o solicitar asistencia médica de emergencia. Es fundamental iniciar el soporte respiratorio y circulatorio para la persona en necesidad. Estas acciones ayudan a mantener la función vital y la oxigenación del cuerpo mientras se espera la llegada de asistencia médica avanzada. En caso de paro cardiorrespiratorio, el uso de un desfibrilador es esencial si se quiere estimular el corazón y reestablecer el ritmo cardíaco.

1.5.11.3. Dispositivos Mecánicos

El primer dispositivo para dar compresiones torácicas externas se contruyó para experimentos cánicos en 1908 [66]. Un año después, un dispositivo fue diseñado para superar las desventajas que conllevan las compresiones torácicas manuales. Desde mediados de los años sesenta hasta los ochenta se desarrollaron muchos dispositivos mecánicos para la RCP, pero la mayoría se consideraban demasiados complicados, pesados o ineficaces. A principios de 1990 se reportaron informes que indicaban que se habían realizado con éxito compresiones torácicas usando dispositivos mecánicos. Ambu Cardiopump™ se comenzó a comercializar con resultados prometedores, pero las compa-

raciones con una RCP manual indicaban un incremento de lesiones en la pared torácica [66].



Figura 1.11: Dispositivo LUCAS™. Fuente: <http://www.lucas-cpr.com/>

El LUCAS™ se introdujo en 2002, se trata de un dispositivo mecánico de compresión torácica que ayuda a personal debidamente entrenado como enfermeros, paramédicos, médicos, etc., para realizar compresiones eficaces. No obstante se ha reportado que las complicaciones con LUCAS™ son frecuentes, algunas pueden ser graves como un caso aislado de rotura del páncreas [10]. Otros estudios no encontraron efectos adversos en el uso de LUCAS™ [67].

En el trabajo de Englund et al. [68] se observó que las lesiones encontradas en autopsias son más frecuentes después de una RCP con LUCAS™ comparado con una RCP estándar. No se descarta que las lesiones en el esqueleto y los órganos internos afecten negativamente la supervivencia. Por lo tanto, se necesitan estudios clínicos prospectivos para evaluar si la RCP con LUCAS brinda un beneficio en términos de una mejora en la supervivencia y si este beneficio es mayor que el daño potencial causado por las lesiones en el esqueleto y los órganos internos. Por otra parte, en el estudio de Fox et

al. [69], que se realizó simulando situaciones reales usando maniqués, consideran que el LUCAS™ representa una alternativa confiable a la RCP manual en un vehículo de ambulancia en movimiento durante una evacuación de emergencia. Además, requiere menos recursos humanos. No obstante, en la investigación de Smekal et al. [70] se encontró que en pacientes con RCP fallida después de un paro cardíaco extrahospitalario, las fracturas costales fueron más frecuentes después de la RCP mecánica, pero no hubo diferencia significativa en la incidencia de fracturas de esternón. Otro estudio concluye que no existe una variación significativa en el traumatismo asociado al uso del dispositivo LUCAS™ en comparación a la RCP manual [71].

Si bien es cierto que estos estudios demuestran ambivalencia, la elección entre la RCP manual o con el dispositivo LUCAS™ dependerá de varios factores, como la experiencia y habilidad del reanimador, la disponibilidad y el costo del equipo, y la situación específica de la emergencia.

1.5.12. Conceptos generales

Algunos eventos que llevan a la aplicación de una RCP son los impactos por deportes de contacto, ahogamiento o accidentes de tránsito. El objetivo de la respiración boca a boca es suministrar oxígeno a los pulmones y el de las compresiones cardíacas, es mantener la sangre circulando hasta restablecer el ritmo cardíaco y la respiración. Si no se realiza una RCP el paciente corre el riesgo de sufrir daños permanentes después de varios minutos. Es esencial comprender que cada minuto es crucial en situaciones de emergencia, y la rapidez con la que se inicia la reanimación marca una diferencia significativa en las posibilidades de supervivencia y recuperación del paciente [72]. Las estadísticas muestran que si un paciente no recibe maniobras de reanimación después de 30 minutos, es poco probable que logre una recuperación exitosa. Aproximadamente el 5% de los pacientes tienen posibilidades de recuperarse si la reanimación se inicia dentro de los primeros 15 minutos después del accidente o evento crítico.

Una RCP se divide en dos fases [73]:

- **Básica:** Esta es la fase en la que se inicia la RCP para mantener la circulación y la oxigenación en la persona en paro cardíaco. La RCP básica incluye dos componentes principales: compresiones torácicas y ventilaciones.

- Avanzada: Usa también la fase básica, hace uso de instrumentos especializados para la óptima realización de la RCP, hay monitoreo electrocardiográfico y se le da al paciente un correcto tratamiento postraumático.

Los principios del tratamiento avanzado según [74] se resumen en los siguientes puntos:

- Uso apropiado de DNAR (orden de no reanimar) ⁷ cuando se enfrenta a un paro cardiorrespiratorio, existe la posibilidad de efectuar maniobras, sin embargo, también se puede abstener, adoptando la instrucción de no reanimar.
- El reconocimiento rápido de la parada cardiorrespiratoria ocurrida.
- Una llamada de auxilio a personal capacitado.
- Evitar el peligro al equipo de rescate.
- Evaluar las circunstancias del colapso.
- Mantener suficiente perfusión coronaria para permitir una posterior inversión de los ritmos cardíacos sin perfusión.
- Mantener la perfusión cerebral suficiente para evitar el daño permanente neurológico después de la restauración de la circulación espontánea, ROSC ⁸.
- Mantener la oxigenación durante la parada cardíaca prolongada.
- Restaurar del ritmo cardíaco de perfusión con una adecuada monitorización cardíaca, desfibrilación y medicación.

⁷Esta es una orden médica que se establece en algunos casos en los que el paciente está en una situación de salud crítica y en caso de sufrir un paro cardíaco o respiratorio, no se deben realizar maniobras de reanimación cardiopulmonar (RCP) para intentar revivirlo. Esta orden se establece luego de una evaluación médica cuidadosa y se documenta en el historial clínico del paciente para asegurarse de que se cumpla en caso de una emergencia médica. La decisión de establecer una orden de "no intentar resucitación u orden de no reanimar" se toma en consulta con el paciente o con sus representantes legales y se basa en consideraciones médicas y éticas [75].

⁸El retorno de la circulación espontánea (ROSC, por sus siglas en inglés) ocurre cuando el corazón vuelve a latir y se restablece el flujo sanguíneo en el cuerpo después de un paro cardíaco. Por lo general, está relacionado con un esfuerzo respiratorio significativo. Los signos de ROSC incluyen la presencia de respiración, tos, movimiento, un pulso palpable o una presión arterial medible. Se considera que una persona ha experimentado un retorno sostenido de la circulación espontánea cuando la circulación se mantiene sin la necesidad de maniobras de reanimación cardiopulmonar durante al menos 20 minutos consecutivos [76].

- Cuidadosa atención post-resucitación para mitigar el daño cerebral posterior.
- Cese oportuno de los intentos de resucitación.

Algunos estudios indican que la profundidad de las compresiones durante un RCP en adultos debe ser entre 4 a 5 cm [77] sin exceder los 6 cm [78]. Seis centímetros excedidos en la profundidad de la compresión implica un incremento en las lesiones [79].

1.5.13. Complicaciones asociadas a una RCP

Es verdad que la RCP es una técnica que puede salvar vidas, sin embargo, en muchos casos, esta maniobra puede causar complicaciones asociadas. Estudios previos han descrito varias complicaciones en el tórax debido a la aplicación de la RCP [9, 80, 81, 82]. Investigaciones recientes han utilizado tecnologías modernas (basadas en Tomografías computarizadas) para describir y evaluar con precisión las lesiones producidas por la RCP [9, 11, 83]. En el estudio de Kashiwagi et al. [9] se encontró que el mayor porcentaje de lesiones asociadas a una reanimación cardiopulmar se concentraron en las costillas, ver tabla 1.3. En ese trabajo, aproximadamente el 70 % de los pacientes tenía fracturas en las costillas y el 8.1 % fracturas en el esternón. La incidencia de neumotórax (7.62 %) se debió a las fracturas costales. También, el porcentaje de pacientes con hemotórax y hemopericardio ⁹ tenía fracturas en costillas. Todas las fracturas de esternón fueron acompañadas por fracturas de costillas y fueron asociadas a la edad (mediana de 75 años, intervalo 65 - 84 años) y a bajas tasas de ROSC. No hubo diferencia significativa relacionada al sexo del paciente. La mayoría de lesiones ligadas al RCP se debieron a fracturas costales.

Complicación	Porcentaje
Fracturas en costillas	69.96
Fracturas en esternón	8.07
Neumotorax	7.62
Hemotórax	0.45
Hemopericardio	0.90

Cuadro 1.3: Complicaciones asociadas a RCP. Adaptación de [9]

⁹Colección de sangre en la cavidad pericárdica. Casi siempre suele ser debida a una lesión cardiaca, con rotura de su pared, bien traumática o tras un infarto de miocardio.

En el trabajo de Kralja et al. [67] se mostró que las mujeres tenían mayores probabilidades de sufrir fracturas que los hombres. Se constató una asociación significativa entre las fracturas de esternón y costillas, por ejemplo, 1 fractura en el esternón implicaba 4.71 fracturas costales. El número de lesiones esqueléticas relacionadas con RCP aumentó con la edad (de forma no lineal), no obstante, la tasa de aumento fue bajando cada vez más conforme aumentaba el envejecimiento. En otro estudio se encontró que el porcentaje de lesiones no varía con respecto al género y tampoco había asociación entre medicamentos, historial clínico y lesiones (no fatales) [79].

En el estudio de Beeseems et al. [84] no se encontró diferencia significativa entre la fuerza de compresión y la profundidad de compresión entre hombres y mujeres durante una RPC. Además, encontraron una gran variación en la fuerza requerida para conseguir una profundidad de compresión de 53 mm.

Capítulo 2

Modelo y Metodología

En este capítulo se tratarán las diversas metodologías que se han usado para la obtención de resultados, desde la obtención del modelo 3D; luego, aproximando por las condiciones a las que está expuesto un individuo cuando se le realiza una Reanimación cardiopulmonar, pasando por una revisión de las propiedades mecánicas del hueso y cartílago hasta su implementación computacional.

2.1. Modelo computacional

Los resultados de este estudio se han obtenido mediante la utilización de datos extraídos de un paciente real. Estos datos se basan en imágenes obtenidas a través de Tomografía Computarizada (CT), disponibles en la base de datos BodyParts3D [85]. BodyParts3D es una valiosa fuente de información que proporciona conocimiento anatómico detallado y preciso. Su disponibilidad ha permitido a los investigadores acceder a datos específicos y relevantes sobre la estructura de la caja torácica, lo que resulta fundamental para la comprensión de diversos aspectos en esta investigación. La manipulación computacional de los datos obtenidos de BodyParts3D ha sido esencial para el desarrollo de este estudio.

La imagen 2.1 muestra el modelo geométrico de la caja torácica en este trabajo. El modelo comprende el esternón, los diez pares de costillas óseas, los siete pares de cartílagos costales y nueve secciones de músculos intercostales, cada una conectada a un par de costillas contiguas. El modelo se basó en imágenes de CT disponible en la base de

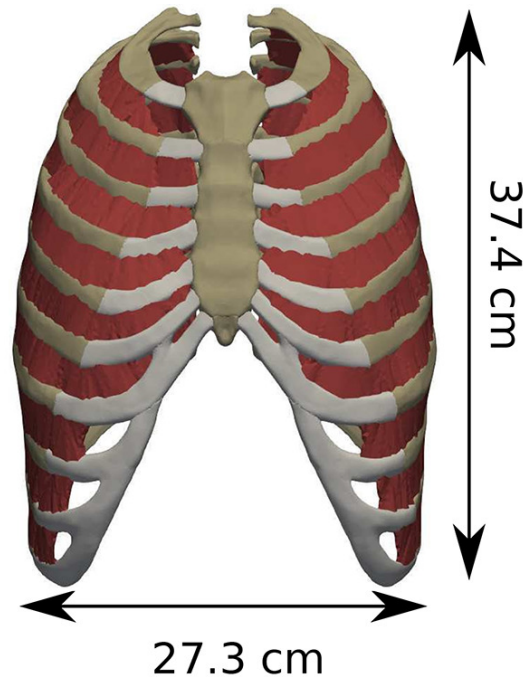


Figura 2.1: Vista principal donde se muestran los nueve pares de costillas, junto con los músculos intercostales (rojo) entre las costillas.

datos BodyParts3D (<https://lifesciencedb.jp/bp3d/?lng=en>). Las imágenes de la CT en BodyParts3D fueron reconstruidas a partir de un conjunto completo de imágenes axiales de resonancia magnética (RM) ¹ tomadas cada 2 mm desde la parte superior de la cabeza hasta los pies, de un voluntario de 22 años cuyo índice de masa corporal era de 21,7. Durante la adquisición de estas imágenes, el sujeto estaba en posición supina con las manos a los lados del cuerpo, los pies y los tobillos posicionados como si estuviera de pie. Las mallas triangulares de superficie tridimensionales (3D) para cada uno de los elementos individuales del modelo se descargaron primero de la base de datos BodyParts3D. Cada una de estas mallas de superficie individuales posteriormente se refinó y se hizo físicamente consistente eliminando intersecciones no deseadas entre elementos contiguos. Las mallas de superficie consistentes, con un total de 1,235,972 triángulos, se cargaron en el software Gmsh ², donde se construyeron las mallas de volumen 3D correspondientes. Finalmente, todas las mallas de volumen generadas se combinaron en

¹La Resonancia Magnética (RM) es una técnica de diagnóstico surgida en 1946, los físicos Edward Purcell de la Universidad de Harvard y Félix Bloch de la Universidad de Stanford la crearon, por lo que obtuvieron el Premio Nobel en 1952.

²GMSH es un generador de mallas de elementos finitos 3D de código abierto con un motor CAD integrado y un postprocesador.

una malla computacional global que consta de 1,006,571 nodos y 4,388,675 tetraedros.

En la figura 2.2, se observan las cinco áreas específicas de compresión que fueron objeto de investigación en el modelo. Cada una de estas áreas, que se caracterizan como parches de superficie, tiene un tamaño aproximado de de 10 cm². Estos parches fueron diseñados para ser representativos de la forma promedio de la eminencia hipotenar de la mano, que se ha informado como el área dominante de transmisión de fuerza durante una compresión torácica manual.

Las regiones de compresión P1 y P2 están centradas en la línea del centro del esternón, mientras que las otras tres, P3, P4 y P5, están ligeramente desplazadas hacia la izquierda y se centran en el tejido cartilaginoso de las cuarta, quinta y sexta costillas izquierdas, respectivamente. El centro del área P1 se encuentra a una distancia superior del esternón igual al 62 % de la longitud total de éste. Mientras que, el centro de P2 se encuentra a una distancia inferior equivalente al 22 % de la longitud total del esternón.

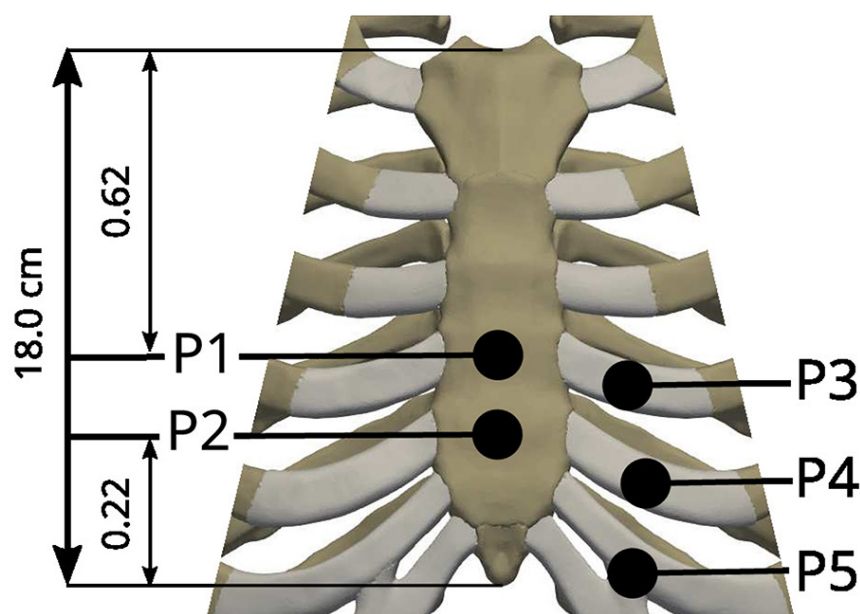


Figura 2.2: En esta imagen se muestra las áreas de compresión del modelo.

2.2. Validación del modelo computacional para los cartílagos costales

La fase de validación de un modelo (en este caso, computacional) es una parte superlativa para darle verosimilitud al estudio. Un modelo computarizado es una representación conceptual que se crea utilizando una computadora y se desarrolla a través de una fase de programación. Este proceso implica traducir la información y los datos relevantes sobre el problema que se quiere abordar en una serie de instrucciones lógicas que la computadora pueda comprender y ejecutar. A través de un modelo, es posible realizar experimentos virtuales para obtener inferencias y resultados sobre la entidad del problema que se busca resolver. Es una herramienta potente que utiliza la tecnología de la computadora para simular y analizar fenómenos complejos [86], pero que requiere validación.

El cartílago costal se modeló como un material homogéneo con un comportamiento elástico lineal isotrópico. Normalmente, el cartílago costal experimenta una calcificación progresiva con la edad [56, 87] y, según la literatura, el módulo de elasticidad del cartílago (E_c) depende fuertemente de su grado de calcificación [88]. McCormick [89] desarrolló un puntaje de calcificación cualitativa (CS) para el cartílago costal, basado en una escala ordinal que va de 0, (lo que significa que no existe calcificación) a 4 (lo que indica una calcificación muy severa) con incrementos de 0.5. Basado en datos experimentales, Forman plantea un modelo matemático que relaciona el módulo de elasticidad aparente del cartílago [88] con el puntaje en el trabajo de McCormick.

En el presente estudio, se asumió que todos los cartílagos tenían un puntaje de calcificación de 1.5, que resulta en un valor de $E_c = 27$ MPa según el resultado de Forman. Y se usó un valor de $\eta_c = 0,45$ como coeficiente de Poisson para todos los cartílagos.

Para validar el modelo presente para los cartílagos costales, llevamos a cabo simulaciones numéricas de los experimentos realizados por Forman y Kent [90] (ver en figura 2.3). Las curvas de fuerza-desplazamiento mostradas en la figura 2.3C para diferentes valores de CS indican claramente, como se esperaba, una fuerte dependencia de la rigidez del cartílago (caracterizada por la pendiente de las curvas de fuerza-desplazamiento) con

2.3. VALIDACIÓN DEL MODELO COMPUTACIONAL PARA EL TEJIDO ÓSEO35

respecto al nivel de calcificación del tejido. La figura 2.3C también permite una comparación cualitativa entre los resultados producidos por nuestro modelo y las mediciones y simulaciones previamente informadas por Forman y Kent [90] para su espécimen 415-4L.

En su modelo matemático, Forman y Kent utilizaron el modelo elástico isotrópico lineal para el cartílago, y también incluyeron un modelo constitutivo hiperelástico no isotrópico para el pericondrio. El pericondrio, que es una capa de tejido fibroso externa del cartílago con un grosor promedio de un milímetro, tiene un impacto significativo en la rigidez general del cartílago. A pesar de ello, tanto el modelo como los resultados de las pruebas experimentales realizadas por Forman y Kent en la figura 2.3C indican que el comportamiento mecánico del cartílago en su totalidad puede ser representado adecuadamente por el modelo lineal, que se utiliza comúnmente en simulaciones numéricas de la caja torácica.

2.3. Validación del modelo computacional para el tejido óseo

Según la literatura, existe una amplia variación individual en las propiedades del hueso cortical de las costillas [91, 92], lo que se ha demostrado en mediciones de hasta 58 personas, donde los valores del módulo de elasticidad para el hueso cortical varían entre 7 y 24 GPa [91]. Además, las propiedades mecánicas de los tejidos óseos son anisotrópicas, lo que significa que pueden variar en diferentes direcciones. Se ha demostrado que se puede evaluar sistemáticamente un mapa de las direcciones anisotrópicas del hueso utilizando imágenes de CT de alta resolución [93, 94, 95]. Un micro-CT es una técnica de imagen que se utiliza para obtener imágenes tridimensionales de muestras de tamaño pequeño con alta resolución. Esta técnica es una variante de la tomografía computarizada (CT) convencional, pero está diseñada para analizar objetos a una escala mucho más pequeña, generalmente en el rango de micrómetros (μm). Las aplicaciones de los escaneos micro-CT son diversas y van desde la investigación científica y médica hasta la ingeniería y la ciencia de materiales. Por ejemplo, en biología, los escaneos micro-CT se utilizan para estudiar la estructura interna de tejidos duros y blandos y en órganos [96], mientras que en la ciencia de materiales, se pueden analizar la distribución de fases y las

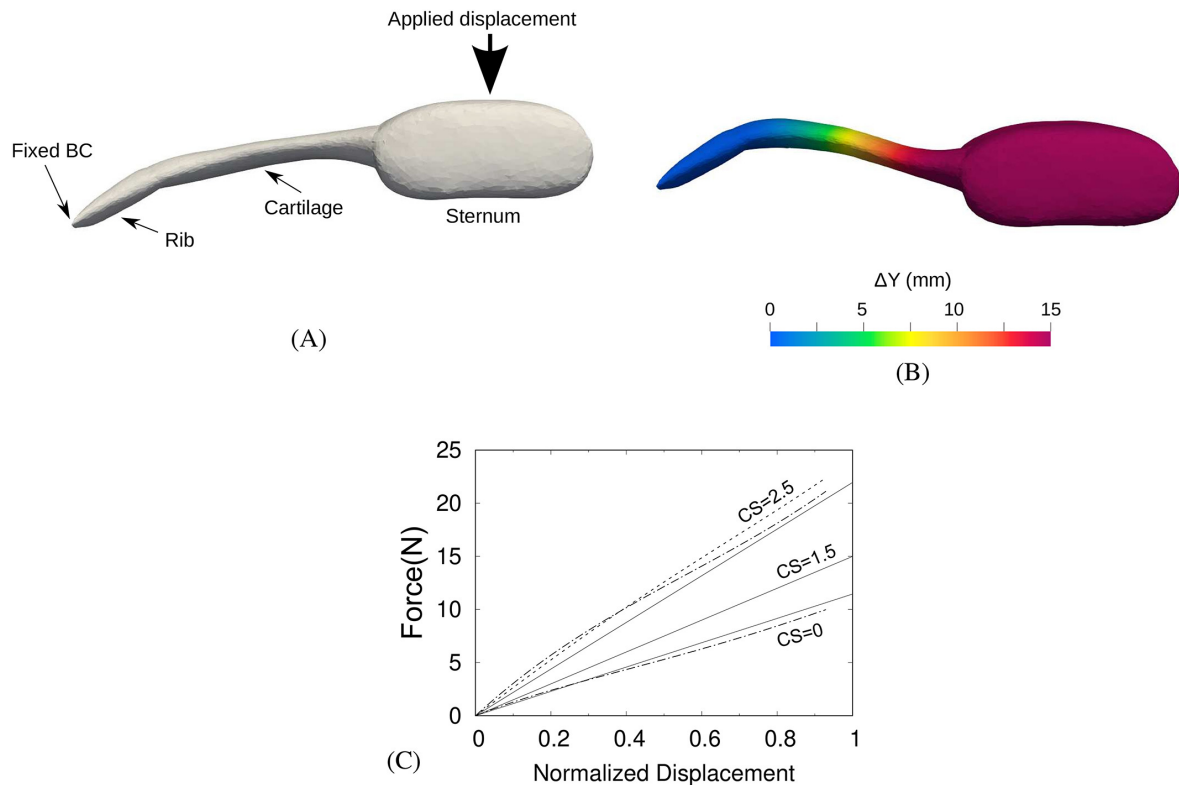


Figura 2.3: Comparación de nuestro modelo con los experimentos y simulaciones realizados en [90] en su muestra 415-4L. En su configuración experimental, ilustrada en la parte (A), se adjuntó un cartílago costal a una sección del hueso del esternón y a un pequeño trozo de la costilla correspondiente (ósea). El hueso del esternón se sometió a un desplazamiento vertical (Δy) y se midió la fuerza de reacción ejercida por el soporte. El cuarto cartílago costal izquierdo del modelo de geometría actual se utilizó en estas simulaciones, con una profundidad máxima de compresión de $\Delta y_{max} = 15$ mm (un valor comparable con los desplazamientos máximos aplicados en los experimentos [90]). Dado que en los experimentos se fijó el borde más externo del trozo de costilla, se aplicó una condición de contorno de desplazamiento cero en las simulaciones. La parte (B) muestra la geometría deformada, con su superficie coloreada de acuerdo con el nivel de desplazamiento local, para la simulación del modelo actual con $E_c = 27$ MPa. En la parte (C) del experimento se muestra cómo la fuerza de reacción (componente vertical) varía en relación al desplazamiento aplicado normalizado ($\frac{\Delta y}{\Delta y_{max}}$) para tres valores diferentes del puntaje de calcificación (CS = 0, 1.5 y 2.5). La simulación del modelo actual se representa mediante una línea llena, mientras que las mediciones y simulaciones realizadas por Forman y Kent [90] se representan con una línea de guión y una línea de guión-punto respectivamente, correspondiendo con diferentes valores de CS. Se puede apreciar cómo la rigidez del cartílago varía significativamente dependiendo del nivel de calcificación, lo que es evidente en las diferentes pendientes de las curvas obtenidas para cada valor de CS

propiedades mecánicas de materiales compuestos. No obstante, la obtención de escaneos micro-CT de una caja torácica humana adulta solo es factible una vez que el individuo

2.3. VALIDACIÓN DEL MODELO COMPUTACIONAL PARA EL TEJIDO ÓSEO37

ha fallecido, ya que la radiación necesaria para realizar este tipo de escaneo presenta niveles elevados que no pueden ser empleados en individuos vivos. Los escaneos micro-CT de la estructura compleja del hueso cortical de la caja torácica y los materiales de los tejidos blandos son un desafío debido a las variaciones entre sujetos y la anisotropía del hueso, lo que limita la capacidad de los modelos numéricos para representar con precisión el comportamiento mecánico de la caja torácica [97]. Así, debido a la falta de un mapa detallado de la estructura ósea, se optó por un modelo simplificado que puede caracterizar bien la respuesta mecánica promedio. Para ello, se utilizó un modelo elastoplástico de Von Mises con endurecimiento lineal isotrópico para el hueso.

Se llevaron a cabo simulaciones de elementos finitos para obtener valores adecuados de las constantes en el modelo constitutivo a partir de experimentos anteriores. Es importante mencionar que en el estudio de Kindig et al. [98] se utilizaron veintisiete costillas, extraídas de tres personas *post mortem* (dos mujeres y un hombre). Este estudio se centra en examinar la costilla como una estructura completa y puede ayudar a entender como el comportamiento estructural de una costilla individual influye en la capacidad del tórax para resistir fracturas cuando se somete a cargas frontales. Las simulaciones preliminares, una para cada costilla ósea, también se utilizaron para probar nuestro modelo para las conexiones entre las costillas y las vértebras. Este modelo de caja torácica se asume que la columna vertebral está fija. Sin embargo, como demuestran en [98], es importante permitir cierto grado de rotación de las costillas en relación con las articulaciones costo-vertebrales. En el presente modelo, el efecto de rotación deseado se logró, como se ilustra en 2.4A , mediante la inserción de la punta posterior de la costilla en una región de tejido más blando, que juega, aproximadamente, el papel de una cápsula articular.

El material de la cápsula se asumió que se comportaba como un sólido elástico con un módulo de Young de $E_j = 1$ MPa y un coeficiente de Poisson de $\eta_j = 0,45$. Se prescribieron condiciones de límite fijo (deformación cero) solo en una pequeña área ubicada, en el contexto de la imagen 2.4A, en la región inferior izquierda de la superficie de la cápsula. Para cada valor de la fuerza aplicada, F , se registró la deformación resultante y se calculó la distribución de la tensión de von Mises, σ_v . Los niveles más altos de σ_v se encontraron en la región lateral de la costilla, como se ilustra en la 2.4B

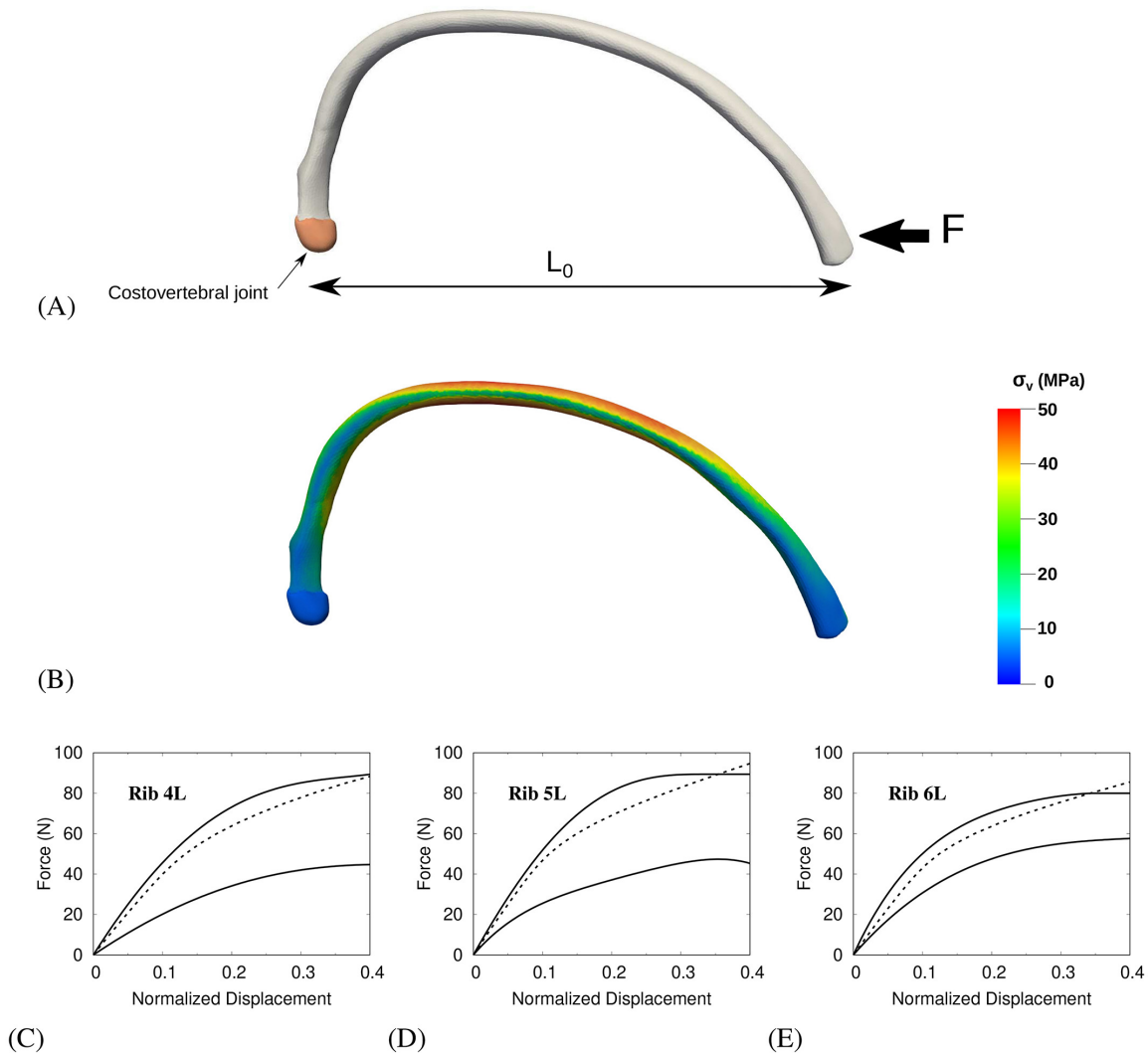


Figura 2.4: Ejemplos de las simulaciones actuales por elementos finitos de los experimentos de flexión de costillas informados anteriormente [98]. Modelo geométrico para la parte ósea de la quinta costilla izquierda (L5) y esquema de las condiciones límite aplicadas. (B) Distribución de esfuerzos de von Mises calculados σ_v en la superficie de L5 cuando se aplica una fuerza de $F = 60$ N. De (C-E) deformación relativa predicha $(1 - L/L_0)$ en función de F para las simulaciones de las cuarta, quinta y sexta costillas izquierdas (línea discontinua); las mediciones extremas respectivas, según lo informado en [98], se indican en cada gráfico con líneas sólidas.

para el caso de la quinta costilla izquierda.

Después de un exhaustivo proceso de pruebas y experimentos que involucraron simulaciones de flexión de costillas individuales, se logró determinar y seleccionar con precisión los valores óptimos de los parámetros característicos para el modelo de hueso elastoplástico: $E_b = 7$ GPa, $\sigma_Y = 30$ MPa (resistencia a la tracción), $E_T = 2$ GPa (módulo tangente) y $\eta_b = 0,4$. Estos parámetros juegan un papel crítico en la represen-

2.3. VALIDACIÓN DEL MODELO COMPUTACIONAL PARA EL TEJIDO ÓSEO39

tación realista del comportamiento mecánico de las costillas en diferentes situaciones de carga. La figura 2.4C-E muestra las curvas de tensión-deformación predichas usando estos valores de parámetros en los casos de las 4ta, 5ta y 6ta costillas izquierdas, es decir, las que podrían ser más afectadas en las simulaciones de FE de la caja torácica completa cuando se aplica la fuerza de compresión en las regiones P3, P4 o P5 (ver 2.2). Básicamente, el valor de E_b establece la pendiente inicial en estas curvas.

Podemos observar en las curvas experimentales que cuando la fuerza de carga alcanza un cierto valor, aproximadamente dentro del rango de $30 \leq F \leq 80$ N, la pendiente de la curva claramente experimenta una rápida disminución. En otras palabras, más allá de cierto nivel de estrés aplicado, σ_Y , el material parece volverse cada vez más blando.

En el modelo constitutivo elasto-plástico, σ_Y denota el nivel de estrés más allá del cual el material se deforma irreversiblemente y por lo tanto es indicativo del riesgo de fractura. Nuestro modelo de costilla puede reproducir mejor el aplanamiento de las curvas experimentales en valores de alta F en la Figura 2.4C-E si se utiliza un valor de E_T suficientemente bajo. No obstante, en tal caso, las simulaciones de elementos finitos subsiguientes de toda la caja torácica producirían deformaciones demasiado grandes cuando se aplican fuerzas de compresión tan altas como $F = 600$ N. Debido a esto, hemos decidido adoptar un enfoque más cauteloso al diseñar el modelo de la caja torácica, optando por una rigidez relativamente alta. Con esto, nos aseguramos de que el modelo sea más resistente y menos propenso a fracturarse bajo cargas de tensión. Sin embargo, al analizar los resultados de las simulaciones de FE, también debemos considerar que esta mayor rigidez puede conducir a niveles excesivamente altos de tensiones calculadas en la estructura ósea. Por lo tanto, es fundamental evaluar cuidadosamente estos resultados para garantizar una interpretación adecuada de las capacidades de resistencia y los riesgos asociados con la caja torácica en diferentes escenarios de carga.

La Figura 2.4C-E sugiere que el comportamiento plástico irreversible se da para fuerzas aplicadas mayores a alrededor de $F = 60$ N. Como se ve en la 2.4B, para dicho nivel de carga, la distribución predicha de la tensión de von Mises en una costilla alcanza un pico ligeramente por encima de los 50 MPa. Por lo tanto, usaremos en lo que sigue el nivel de referencia $\sigma_v = 50$ MPa para evaluar cualitativamente el riesgo de fracturas óseas en las simulaciones en toda la caja torácica. En ese sentido, los valores informados

en el estudio de [98] para la tensión de fluencia σ_Y , ronda, para el hueso cortical de la costilla en $20 \leq \sigma_Y \leq 130$ MPa, mientras que para la tensión de falla (σ_F) en en rango $30 \leq \sigma_F \leq 190$ MPa.

2.4. Sobre las propiedades mecánicas de los músculos intercostales

En el estudio de Kindig et al. [98] también evaluaron el efecto del músculo intercostal en la rigidez del tórax. En el presente estudio, se caracterizó al tejido muscular intercostal como un sólido elástico lineal isotrópico con un módulo de Young de $E_m = 2$ MPa y un coeficiente de Poisson de $\eta_m = 0,49$. El valor de η_m elegido es mayor que el prescrito en [98] para su caso base ($E_m = 1,03$ MPa). Esta elección de un η_m mayor, considerando además que en nuestro modelo computacional el grosor máximo de cada sección del músculo intercostal está en el rango de 3-4 mm, responde a nuestro sesgo establecido, discutido anteriormente, hacia un modelo de caja torácica relativamente rígido. En el trabajo de Kent [99] se midió y clasificó la rigidez torácica en tres categorías, dependiendo del estado de la muestra analizada: intacta, desnudada y eviscerada. Nuestro modelo de caja torácica se comporta, desde un punto de vista mecánico, más como una caja torácica desnudada que como una eviscerada [99, 100].

En otras palabras, la rigidez adicional que hemos incorporado a nuestro modelo de caja torácica mediante la selección de los valores de E_b , E_T y E_m es una estrategia que busca compensar, al menos en parte, la falta de tejidos internos y vísceras que naturalmente estarían presentes en un paciente real sometido a maniobras de RCP. Al aumentar la rigidez del modelo con los valores adecuados de los parámetros mencionados, buscamos replicar, en la medida de lo posible, el comportamiento mecánico y las respuestas de carga que se observan en pacientes reales sometidos a maniobras de RCP.

Asumimos que el paciente estaba en posición supina, lo que implica que partes de nuestro modelo de caja torácica estarían en contacto con una superficie plana (hipotética). En la geometría de referencia del modelo (sin deformar), las costillas 6 y 7 serían las más cercanas al nivel del suelo. Se modeló un hipotético contacto entre las costillas y el suelo en el que asumimos que el suelo es un material acolchado. Este enfoque de acol-

2.4. SOBRE LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MÚSCULOS INTERCOSTALES⁴¹

chado consistió en adaptar pequeños volúmenes de malla, que se asemejaban a cojines, a lo largo del borde interno de las costillas 7 a 10; mientras que sus bordes exteriores se mantuvieron fijos al nivel del piso. Esta técnica nos permitió simular la interacción entre las costillas y una superficie plana, lo que es relevante para comprender cómo se comporta la caja torácica durante la RCP. El material de acolchado se modeló como un sólido elástico relativamente duro, con un módulo de Young de $E_p = 10$ MPa y una relación de Poisson de $\eta_p = 0,45$.

Capítulo 3

Análisis de Resultados

3.1. Resultados: Sobre los cálculos del estudio de las deformaciones experimentadas en los distintos puntos.

Como hemos mencionado, la presente tesis tiene como objetivo investigar la respuesta biomecánica de la caja torácica humana durante las maniobras de RCP mediante simulaciones de elementos finitos. El enfoque de estudio se centra en analizar el efecto de diferentes fuerzas de compresión aplicadas en distintas ubicaciones sobre la profundidad de compresión lograda y los niveles de tensión experimentados en el esternón y las costillas.

En el primer conjunto de resultados, se realizaron simulaciones aplicando una fuerza constante de $F = 600N$ en cada uno de los puntos de compresión seleccionados (ver figura 2.2). Esta fuerza representa una carga significativa que se aplicó en diferentes áreas de la caja torácica, permitiendo examinar cómo responde la estructura a esta carga uniforme en distintas ubicaciones. Con esto se buscó simular una situación realista en la que se aplique una compresión firme durante una maniobra de RCP. Esta fuerza se encuentra dentro del rango típico utilizado en investigaciones pasadas de RCP [101, 102] y permite evaluar la resistencia y la deformación de las costillas y el esternón bajo condiciones representativas de una emergencia médica.

La figura 3.1 muestra las deformaciones experimentadas por toda la caja torácica

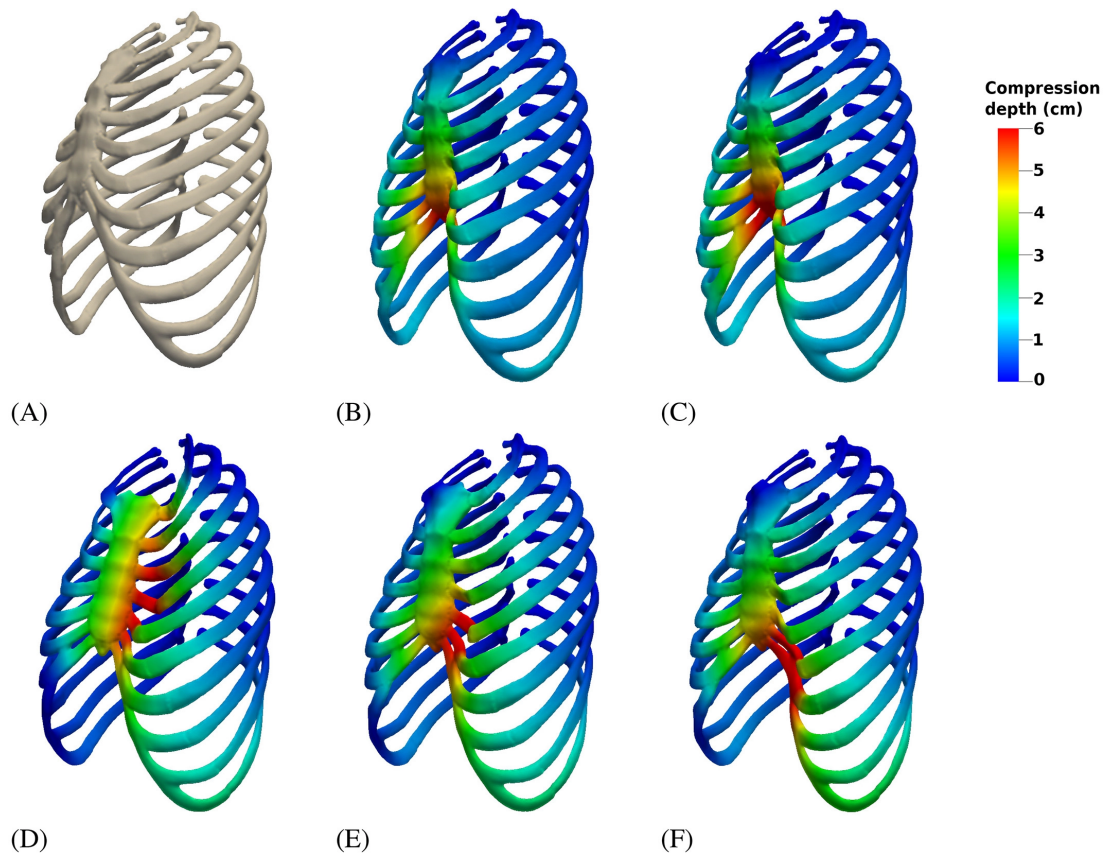


Figura 3.1: Deformaciones experimentadas por la aplicación en la caja torácica con una fuerza de compresión $F = 600$ N. En (A) es el modelo original. De B - F es la deformación obtenida cuando fue aplicada la fuerza en el área de compresión: (B) P1, (C) P2, (D) P3, (E) P4 y (F) P5 . Se nota mediante el color la profundidad de la deformación predicha por el modelo [103].

en las simulaciones con una fuerza aplicada de 600 N. Cuando la región de compresión se localiza sobre el esternón (para los puntos P1 y P2), la deformación tiende a ser bilateralmente simétrica y los elementos que experimentan mayor deformación son los cartílagos costales 6 y 7 junto con el esternón.

Por otro lado, en la figura 3.1 D - F, se pueden observar patrones altamente asimétricos que resultan de la aplicación de la compresión en los puntos P3, P4 y P5 de la caja torácica. Estos patrones asimétricos indican que la deformación no es uniforme en toda la estructura, y ciertas áreas experimentan una mayor tensión y deformación que otras. Es especialmente relevante destacar que el cartílago costal en el que se coloca la región de compresión es el elemento que sufre la mayor deformación en estos casos.

Note que, como el sexto y séptimos cartílagos están conectados a través del tejido cartilaginoso, cuando uno de estos cartílagos sufre una deformación significativa, el otro,

3.1. RESULTADOS: SOBRE LOS CÁLCULOS DEL ESTUDIO DE LAS DEFORMACIONES EXPERIMENTALES

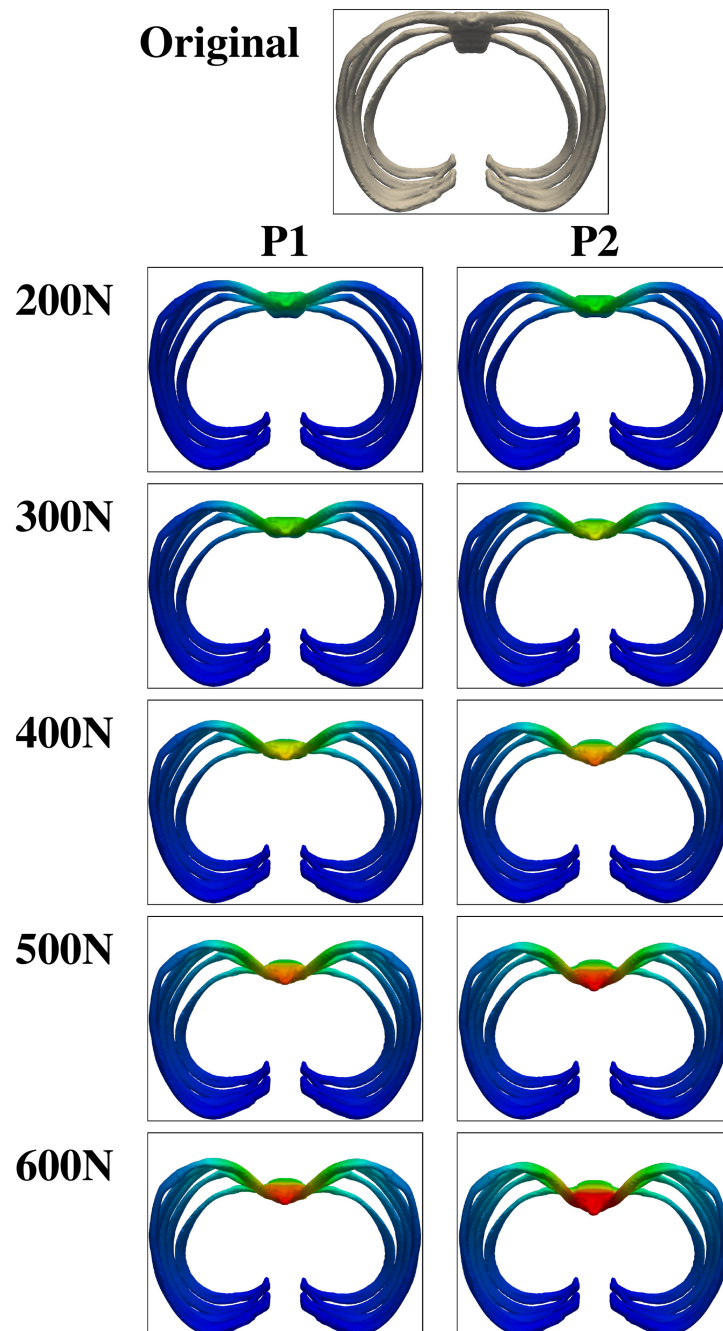


Figura 3.2: Vista del caudal producido por la deformación entre las terceras y séptimas costillas. La figura de arriba corresponde al modelo original (sin ninguna fuerza que lo deforme). Las columnas izquierda y derecha corresponde a las geometrías deformadas obtenidas cuando una fuerza de compresión aplicada varía desde los 200 a 600 N cuando es aplicada sobre las regiones P1 y P2, respectivamente.

por supuesto se ve afectado. Comparando los resultados del P1 y P2 en la figura 3.1 observamos que la deformación de la caja torácica es mayor para la ubicación P2 que para la región de P1.

En la vista de planta de la figura 3.2 se puede apreciar un comportamiento distinto de P1 y P2 para los distintos valores de fuerzas aplicadas. En esa misma figura, se muestra que a medida que el esternón es desplazado hacia adentro, los cartílagos costales se doblan, produciendo así una deformación en forma de V del tórax con angulaciones bastante altas.

3.2. Relación entre la fuerza aplicada y la profundidad de compresión

Con el fin de obtener la relación entre las variables fuerza aplicada y profundidad de compresión, hemos diseñado una serie inicial de cálculos (simulados con el software de código abierto CODE ASTER) donde hemos aplicado nueve valores para la fuerza de compresión entre $F = 200$ N y 600 N con incrementos de 50 N, en cada uno de los cinco puntos (ver figura 2.2). Esta selección de fuerzas se basó en los resultados previamente reportados por Beesems et al. [84] quienes realizaron un análisis de datos experimentales de RCP obtenidos utilizando un dispositivo de compresión torácica configurado a una profundidad de compresión objetivo de $5,3 \pm 0,2$ cm

En la figura 3.3, los gráficos, nos proporcionan información cuantitativa que muestra la relación entre las variables: fuerza aplicada (eje horizontal) y profundidad de compresión (eje vertical). Esta figura muestra que, con excepción de la región P1, las profundidades máxima de compresión en un área de compresión se alcanzan cuando son aplicadas sobre ellas. Por otro lado, las profundidades máximas de compresión en el área P1 se alcanzan cuando se realiza la compresión en la región P2 (Ver figura 3.3B). Además, al comparar las partes (A) y (B) de 3.3, se puede observar que se necesita menos fuerza para alcanzar una profundidad de compresión determinada en el área del P2 del esternón que en el área de P1, independientemente de la ubicación de compresión utilizada. Todas las áreas de compresión, a excepción de P5, logran alcanzar la profundidad de compresión deseada (5-6 cm). Sin embargo, esto solo es posible cuando se aplica una fuerza de al menos 550 N sobre P1.

Ahora analizaremos el rendimiento de las dos ubicaciones P1 y P2 en el esternón:

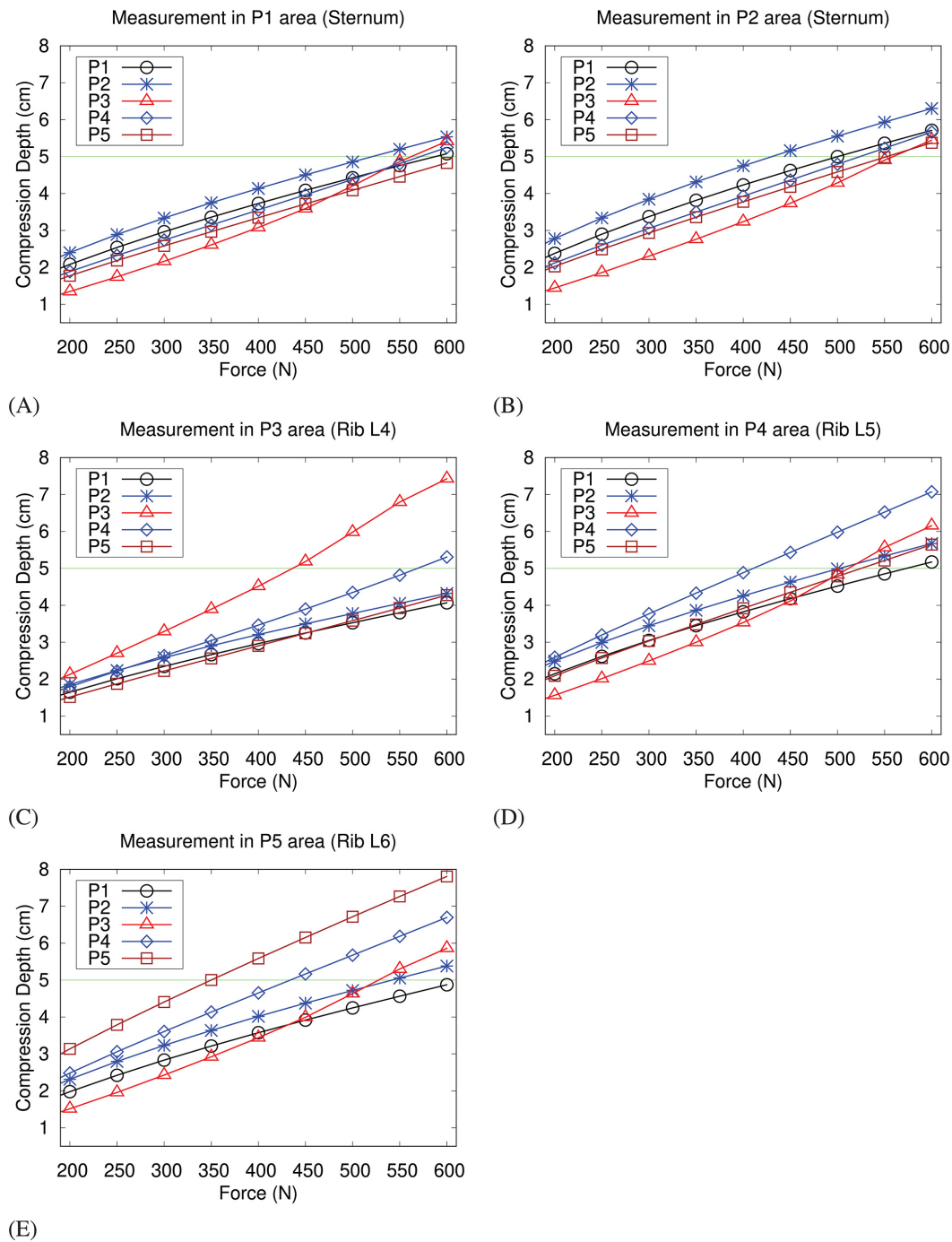
3.2. RELACIÓN ENTRE LA FUERZA APLICADA Y LA PROFUNDIDAD DE COMPRESIÓN⁴⁷

Figura 3.3: Profundidad máxima obtenida en el área de compresión (A) P1, (B) P2, (C) P3, (D) P4 y (E) P5 en función de la amplitud de la fuerza aplicada durante la RCP en cada uno de los emplazamientos de compresión.

aunque ambas cumplen con los requisitos de localización establecidos por las pautas de la RCP, resulta que P2 es más eficiente en términos de la fuerza requerida para lograr una profundidad de compresión determinada. Por ejemplo, al aplicar una fuerza de F_{5cm} para lograr una profundidad de compresión de $\Delta h = 5$ cm, el desplazamiento

en dirección caudal del 16 % de P1 a P2 reduce la fuerza requerida en un 11 % (17 %) en el área de la P1 (P2) del esternón y aproximadamente un 12 % en las áreas de P4 y P5. A pesar de que no se alcanza la profundidad de compresión deseada de $\Delta h = 5$ cm en el área de P3, la región de compresión de P2 sigue siendo más eficiente que la de P1 en esta área, como se muestra en 3.3C.

Es destacable la profundidad de compresión que se logra sobre la cuarta costilla izquierda cuando se realiza la simulación en la ubicación P3. Esta región se identifica como una candidata con riesgo potencial de fractura, donde podemos ver un crecimiento importante de la curva al sobrepasar los $500N$ y alcanzar más de 6 cm de profundidad, lo cual, como hemos mencionado anteriormente, supone un riesgo según la literatura. La figura 3.3 también indica que la región de compresión P3, situada sobre el cuarto cartílago costal izquierdo, tiene dos comportamientos distintos. Cuando se aplica una fuerza inferior a 400 N, es la menos eficiente en términos de profundidad de compresión en todas las regiones, excepto sobre P3. Sin embargo, al aumentar la fuerza, la profundidad de compresión lograda con la región P3 aumenta rápidamente a expensas de grandes deformaciones en la primera y cuarta costillas izquierdas. Todo ello conlleva que P3 sea una zona de compresión considerablemente deficiente.

Si comparamos el rendimiento de las regiones de compresión P2 y P4, podemos ver que el uso de la última región conduce a un aumento del 21 % en la fuerza F_{5cm} en el área del esternón P2 (Figura 3.3B) y a disminuciones en F_{5cm} del 18 % y 20 % en las áreas P4 y P5, respectivamente (Figuras 3.3 D y E). Además, el uso de la región P4 permite alcanzar la profundidad de compresión objetivo de $\Delta h = 5$ cm en el área P3 con una fuerza inferior a 600 N (Figura 3.3B). Al analizar el rendimiento de la compresión en el área P4, ubicada en la quinta costilla, observamos que se puede lograr una compresión objetivo eficiente dentro del rango de aproximadamente 420 a 500 N. Sin embargo, es importante tener en cuenta que si se excede el límite de 500 N, el riesgo de sufrir lesiones en esa costilla aumenta significativamente, llegando a alcanzar una profundidad de compresión entre 6 y 7 cm. Además, al aplicar una fuerza de 600 N, dicho riesgo se traslada a la cuarta costilla.

En cuanto a región ubicada sobre la sexta costilla (P5), es crucial destacar que el riesgo de lesiones aumenta considerablemente a partir de una fuerza de compresión de

450 N aplicada sobre esta área. Si la fuerza llega a los 600 N, no solo se ponen en riesgo las costillas cuarta y quinta, sino también la sexta. Sin embargo, con una fuerza de compresión promedio de entre 400 - 450 N se logra una profundidad de compresión de 5 - 6 cm sin comprometer la integridad del resto de elementos torácicos.

3.3. Riesgo de lesión

En la teoría de la elasticidad y la resistencia de materiales, los materiales pueden experimentar diferentes tipos de esfuerzos, como tensiones de tracción o compresión y tensiones de cizalla. La tensión de Von Mises (tensor, σ_v) se basa en la idea de que la falla o fractura en un material ocurre cuando la energía de deformación interna, debido a las tensiones, alcanza un valor crítico [104].

La figura 3.4 muestra las distribuciones de σ_v en la caja torácica para las simulaciones con una fuerza de 600 N, donde se pueden identificar con claridad los elementos del tórax que están bajo mayores tensiones. La región lateral de las costillas es donde se registran los valores más altos de la tensión de Von Mises σ_v , tal como ocurría en la simulación de una sola costilla. Esto indica que la zona lateral de las costillas experimenta una mayor concentración de tensiones y esfuerzos en comparación con otras áreas.

La figura 3.5 muestra las distribuciones de σ_v en secciones transversales seleccionadas del esternón y la 3^a, 4^a y 5^a costillas izquierdas para el caso $F = 600$ N en la zona P2. Es de mencionar que las figuras B-D presentes en la figura 3.5 muestran una consistencia notable con los gráficos representados en la imagen 3.4. Estos resultados indican que los picos de tensión de Von Mises σ_v , en la parte ósea de las costillas se encuentran cerca de la superficie de las mismas, mientras que los niveles de estrés soportados por los cartílagos costales son comparativamente más bajos.

Además, la figura 3.5A muestra que los valores máximos de pico de σ_v dentro del esternón son, como máximo, de 5 MPa, una magnitud más baja que en las costillas. Observe que, aunque en esta simulación se aplica presión en la región P2, que se encuentra no muy lejos del apófisis xifoides (ver Figura 2.2), los niveles máximos de estrés en la figura 3.5A se encuentran en la parte superior del esternón, es decir, más cerca del manubrio del esternón.

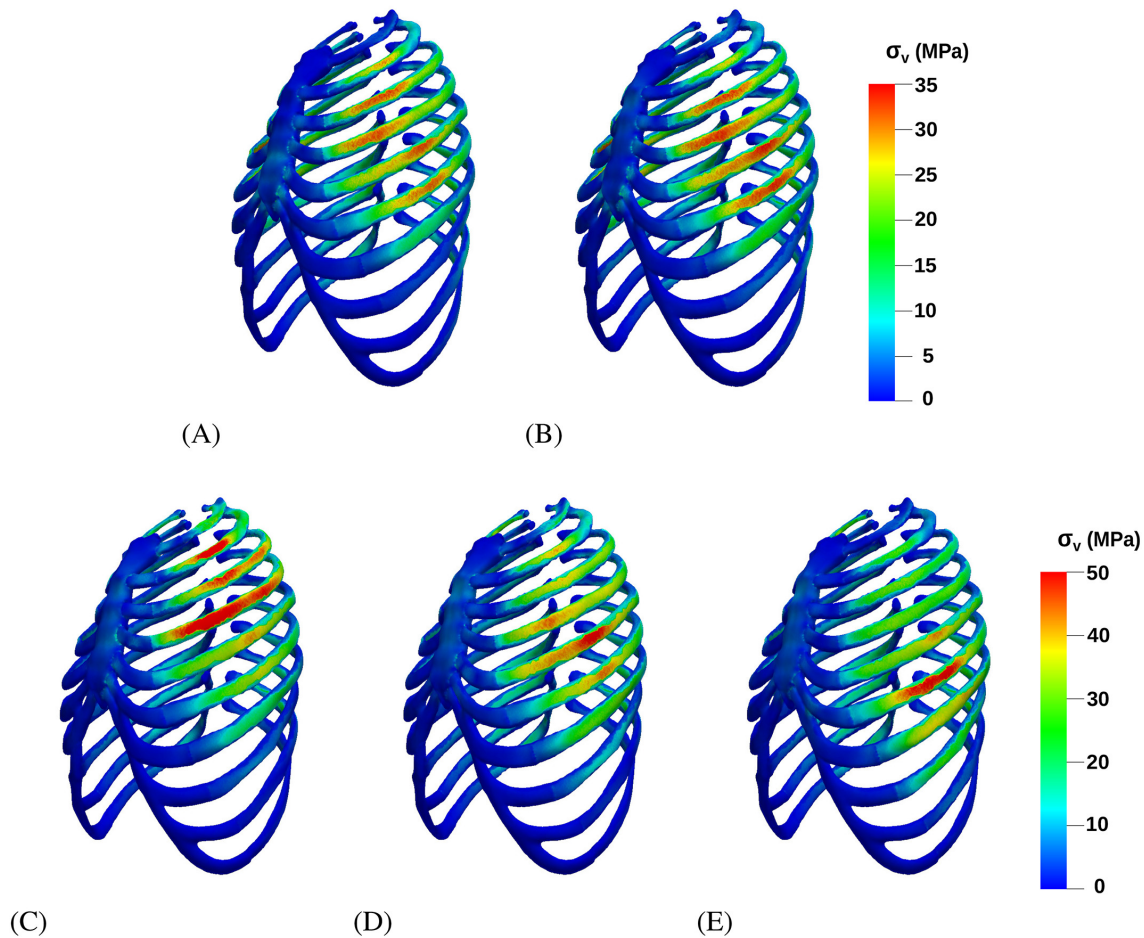


Figura 3.4: Se muestran las distribuciones de la tensión de von Mises σ_v en la caja torácica cuando se aplicó una fuerza de 600 N en cada una de las regiones de compresión: (A) P1, (B) P2, (C) P3, (D) P4 y (E) P5. Para facilitar la visualización, se utilizó una escala de color diferente para las regiones P1 y P2.

Cuando se realiza la compresión en las áreas P3, P4 o P5, el valor de referencia $\sigma_v = 50$ MPa, se excede en diferentes costillas (ver Figura 3.4 C-E). Los valores máximos de σ_v en estos gráficos son aproximadamente iguales a los graficados en la Figura 2.4B para una simulación de flexión de una sola costilla, considerando que la fuerza de compresión aplicada a las ubicaciones P3, P4 y P5 es mucho mayor ($F = 600$ N en lugar de 60 N).

En el estudio realizado por Kindig et al. [100], se describió un fenómeno similar en el que se observó una distribución de carga compartida en las mediciones realizadas en cajas torácicas cadavéricas al aplicar cargas unilaterales a una costilla específica. Los resultados revelaron que, debido a la conexión de las costillas con el esternón, este último actuaba como un elemento de transferencia de carga significativo, transmitiendo una

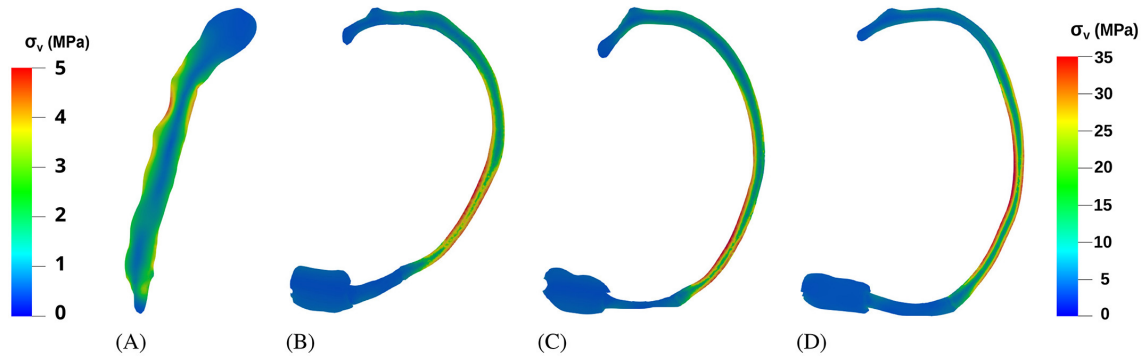


Figura 3.5: Distribución de tensión de Von Mises σ_v en rebanadas seleccionadas para el caso con una fuerza de 600 N aplicada a la región de compresión P2. En la parte (A), la rebanada corresponde al plano medio sagital a lo largo del esternón, con los niveles de σ_v como se muestran en el cuadro de color más a la izquierda. En las partes (B-D), se muestran rebanadas a lo largo del esternón, cartílagos costales y costillas óseas, respectivamente, para las terceras, cuartas y quintas costillas izquierdas, con los niveles de σ_v en el cuadro de color más a la derecha.

gran parte de la carga aplicada en una costilla a las costillas adyacentes ubicadas por encima y por debajo de ella. Este fenómeno de transferencia de carga entre las costillas y el esternón tiene implicaciones importantes en términos de la respuesta estructural y la distribución de tensiones en la caja torácica. Al compartir la carga, las costillas circundantes ayudan a absorber y distribuir la carga aplicada, lo que puede contribuir a una mayor resistencia y protección de las estructuras costales ante cargas unilaterales.

La Figura 3.6 presenta la máxima tensión que cada una de las costillas puede soportar en función de la fuerza aplicada. Para las zonas de compresión ubicadas en el esternón, los valores más altos de $\sigma_{v,max}$ en las costillas, que están siempre por debajo de los 40 MPa, se alcanzan en las costillas 2 a 6. En ninguna de las regiones existe evidencia de riesgo de lesión, bien sea en el esternón o en cualquiera de las costillas.

Cuando se aplica fuerza de compresión en el cuarto cartílago costal izquierdo L4 (P3), el valor más alto de $\sigma_{v,max}$ se alcanza en esa cuarta costilla izquierda, para fuerzas de hasta 500 N y en la segunda costilla izquierda para fuerzas mayores donde llega a alcanzar un valor alto de aproximadamente $\sigma_{v,max} = 73$ MPa cuando se aplica una fuerza de $F = 600$ N. Es de destacar que las costillas L2, L3 y L4 son propensas a lesiones para esfuerzos de al menos 500 N para la L2, L3 y de 400 N para L4 (ver 3.6 C).

Cuando hemos realizado la simulación de la fuerza de compresión en la quinta cos-

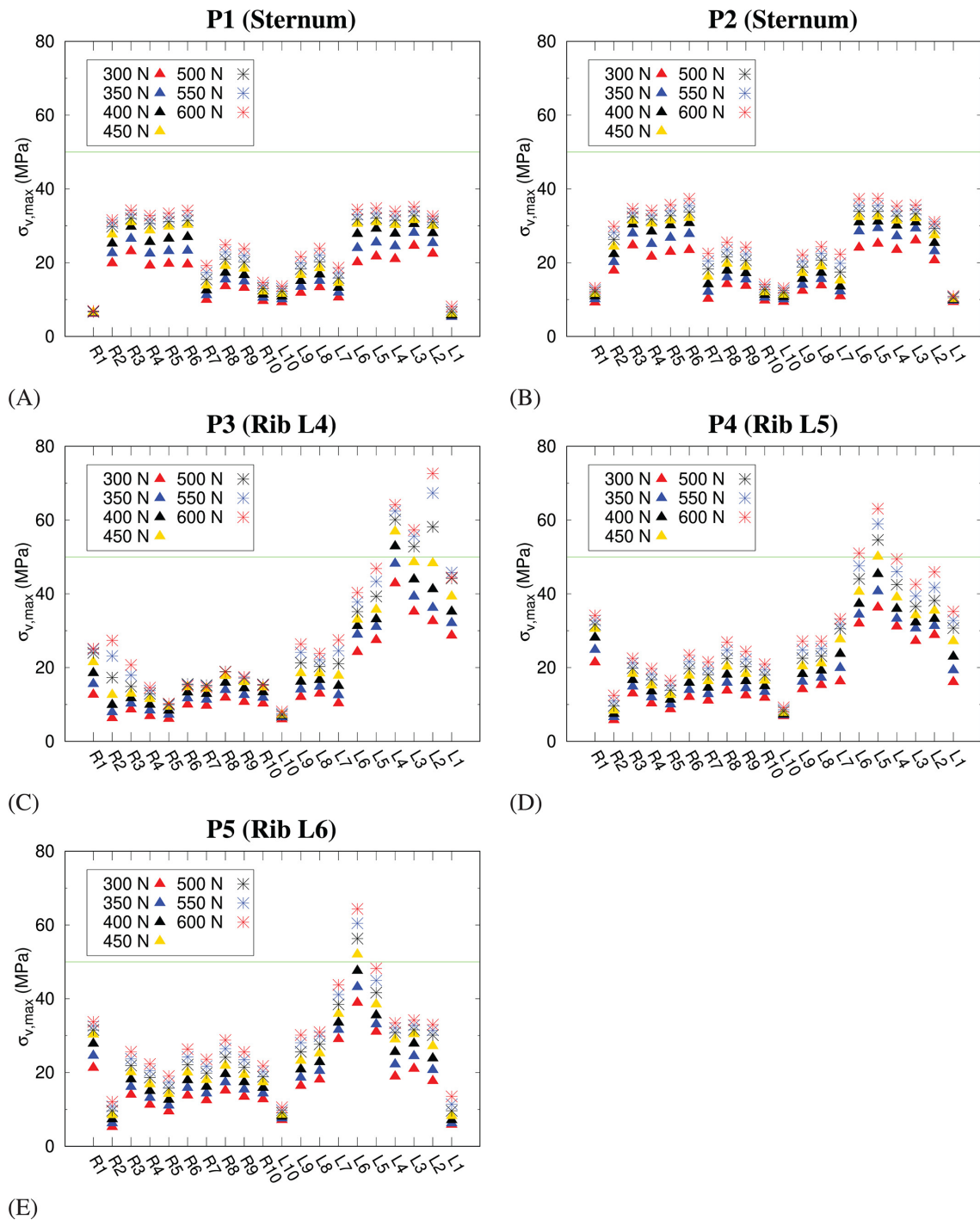


Figura 3.6: Se registró el valor máximo de la tensión de von Mises en cada una de las costillas cuando se aplicaron fuerzas en incrementos de 50 N que variaron entre 200 N y 600 N en cinco lugares de compresión diferentes: (A) P1, (B) P2, (C) P3, (D) P4 y (E) P5. Se utilizó la abreviatura R (L) seguida del número correspondiente para indicar si se trataba de costillas derechas o izquierdas.

tilla izquierda (P4), se observa que el valor máximo de la tensión de Von Mises ($\sigma_{v,max}$) supera los 50 MPa precisamente en esa misma costilla (L5) cuando se aplica una fuerza

3.3. RIESGO DE LESIÓN

de al menos 450 N. Por otro lado, el resto de las costillas no superan el valor de 50 MPa en esta simulación. En cuanto a la costilla L6 (P5), se alcanzan valores considerablemente altos de $\sigma_{v,max}$ incluso con una fuerza tan baja como 300 N, y se obtienen valores por encima de 50 MPa para fuerzas superiores a 450 N. También se observa que las dos costillas adyacentes a la costilla donde se realiza la compresión, es decir, la cuarta y sexta costilla izquierda en el caso P4, y la quinta y séptima costilla izquierda en el caso P5, también alcanzan valores significativamente altos de $\sigma_{v,max}$, ver: 3.6D-E

Estos hallazgos son esenciales para comprender como la distribución de la tensión de Von Mises varía en diferentes costillas y como diferentes fuerzas aplicadas pueden afectar la resistencia y la seguridad de las estructuras costales. El hecho de que algunas costillas superen el valor límite de 50 MPa puede indicar áreas de mayor vulnerabilidad y riesgo de lesiones, lo que puede ser crucial para implementar medidas de prevención y protección adecuadas.

Capítulo 4

Conclusiones

4.1. Conclusiones finales

En las simulaciones que evalúan las deformaciones del tórax, se obtuvieron los siguientes hallazgos: La figura 3.2 muestra que a medida que el esternón es desplazado hacia adentro, se produce así una deformación representadas en forma en "V", semejantes a imágenes de tomografía computarizada previamente reportadas en la literatura (figura 5 de [105]). Los resultados indican que a medida que aumenta la fuerza de compresión, la rigidez de la caja torácica también aumenta, lo que sugiere que se vuelve más resistente a la compresión con una mayor fuerza aplicada. Las deformaciones en las regiones P1 y P2 son simétricas, pero en otras áreas son asimétricas.

Sin embargo, la relación entre la fuerza y la profundidad de compresión mostrada en la figura 3.3 parece contradecir los resultados de la figura 2.4 para la compresión individual de las costillas. En el caso de las costillas individuales, al ser comprimidas, tienden a volverse más blandas, mientras que la caja torácica en su totalidad se vuelve más rígida a medida que aumenta la fuerza aplicada. Se sugiere que esta contradicción podría explicarse por el efecto de los músculos intercostales que conectan las costillas adyacentes y que podrían influir en las respuestas de la caja torácica a la compresión, justificando las diferencias observadas entre las costillas individuales y la caja torácica completa en términos de rigidez.

Otra asunto interesante es hasta qué punto los valores máximos de estrés $\sigma_{v,max}$, representados en la Figura 3.6, son indicativos, a nivel cualitativo, del verdadero ries-

go de lesiones durante las compresiones torácicas. En el artículo de Krajl et al. [67] informaron de una distribución del porcentaje de fracturas de costillas y separaciones esternocostales durante la RCP realizada en el esternón. Las costillas con el porcentaje más alto de fracturas fueron las costillas 2^a a la 6^a (ver Figura 3 del artículo de Krajl et al. [67]), que son precisamente las que tienen los valores más altos de $\sigma_{v,max}$ en la figura 3.6A-B.

Cada una de las cinco ubicaciones de compresión consideradas en este estudio tienen sus ventajas, riesgos y eficiencia si nos basamos en los resultados detallaremos: la comparación de las regiones de compresión P1 y P2 en el esternón sugiere fuertemente que esta última sería preferible. Se muestra que al usar P2 se requiere menos fuerza para alcanzar la profundidad de compresión objetivo en comparación con P1. En términos prácticos, mover la ubicación de compresión hacia la parte inferior del esternón resultaría en una RCP más efectiva en la región de interés donde se encuentra comúnmente el ventrículo izquierdo.

La región de P3 es la ubicación que tiene el peor rendimiento en términos de la profundidad de compresión lograda y el riesgo potencial de lesiones. El uso de esta ubicación requeriría una fuerza de aproximadamente 550 N para lograr la profundidad de compresión recomendada de 5 cm en el esternón (Figura 3.3A,B). La aplicación de una fuerza tan grande en el área de P3 podría implicar un alto riesgo de fractura de las costillas izquierdas 4 y 2 (ver Figura 3.6C) y separación costo-esternal de la costilla izquierda 1 (ver Figura 3.1D). Por tanto, se sugiere evitar la ubicación de compresión P3 debido a su alto riesgo de lesiones y su bajo rendimiento en términos de profundidad de compresión lograda.

Tanto las regiones de compresión P4 como P5 logran profundidades de compresión bastante altas en el esternón (Figura 3.3A,B). En términos de la profundidad de compresión lograda en las costillas izquierdas 4 a 6, es más eficiente aplicar la fuerza de compresión en P4 que en P5. En cualquier caso, la aplicación de fuerzas altas ($F \geq 500$ N) sobre estas dos regiones podría ser problemática debido a los grandes desplazamientos, que llegan a alcanzar 7 y 8 cm en la 5ta y 6ta costilla izquierda, respectivamente junto con los altos valores de tensión máxima ($\sigma_v > 50$ MPa) en estas costillas (Figura

3.6D,E). En resumen, se sugiere ser cuidadoso al aplicar fuerzas altas en P4 y P5 para evitar lesiones en las costillas y lograr una compresión efectiva en el esternón.

El uso de la región de compresión P4 nos da la profundidad objetivo en los cartílagos costales izquierdos 4^o-6^o, debajo de los cuales probablemente se localizará el ventrículo izquierdo, con niveles comparativamente modestos de fuerza aplicada. Por lo tanto, P4 podría ser una buena alternativa como ubicación para las maniobras de RCP, especialmente en condiciones de operación en las que el uso de fuerzas de alta compresión estaría excluido. Por el contrario, los resultados del presente estudio sugieren que P3 y P5 no serían buenas opciones como ubicaciones para la compresión de RCP.

La región de compresión P5 es simplemente menos eficiente que P4 en términos de profundidad de compresión lograda, sin añadir ningún beneficio. La región P3 debe ser, según nuestras simulaciones, evitada como ubicación de compresión de RCP debido a su menor eficiencia y al alto riesgo de lesiones incluso con fuerzas de compresión relativamente bajas.

4.2. Limitaciones del estudio y trabajos futuros

El modelo de tórax utilizado en las simulaciones tiene algunas limitaciones. La primera limitación del presente estudio es que se ha trabajado sobre los datos de un individuo, un hombre joven con un IMC normal y no se han considerado sujetos de mayor o menor masa corporal. La relación de aspecto de la caja torácica, que es importante en la simulación de la RCP, está influenciada por distintos factores como la edad, el peso y la obesidad como se menciona en el trabajo de Holcombe et al. [106]. Esta es una futura línea de investigación donde se pueden encontrar distintas relaciones al disponer de muchos parámetros que pueden hacer variar los resultados expuestos en esta tesis.

Otra limitación importante del modelo es que no se incluye la piel, la grasa subcutánea ni las estructuras internas como grasa y órganos intratorácicos. Estas omisiones pueden afectar la precisión de las simulaciones, ya que las fricciones internas generadas por estas estructuras no se tienen en cuenta en el modelo. No obstante, para abordar parcialmente el amortiguamiento causado por las fricciones internas, se han asumido parámetros adecuados para el hueso y los músculos intercostales en las simulaciones.

Aunque esto ayuda a incorporar cierto grado de amortiguamiento, el modelo de caja torácica utilizado puede resultar relativamente rígido, lo que puede introducir cierto sesgo en los resultados. Es importante ser consciente de estas limitaciones y sesgos en el modelo al interpretar los resultados de las simulaciones. Si bien proporcionan información valiosa, especialmente en la comprensión del comportamiento mecánico de las costillas, se debe tener precaución al extrapolar estos resultados a situaciones más complejas y realistas que involucren la interacción de otras estructuras anatómicas y tejidos circundantes.

El tejido óseo es, de hecho, ortotrópico, pero se requieren imágenes de alta resolución que capturen las microestructuras del tejido para modelar su comportamiento mecánico detallado. Si se dispusieran de imágenes micro-CT de los elementos óseos de la caja torácica para investigaciones futuras, sería posible determinar sistemáticamente el mapa de sus direcciones anisotrópicas [93, 94, 95]. En ese sentido, se podría estudiar en un futuro el comportamiento ortotrópico del tejido óseo para tener resultados más precisos y realistas.

También, en el presente estudio se modeló la costilla ósea como un solo material cuando en realidad está compuesta por hueso cortical y trabecular. En el estudio Arregui et al. [107], informaron que en sus simulaciones de elementos finitos de compresión de clavícula, que la presencia de hueso trabecular en su modelo no afectó significativamente ninguna de las estructuras mecánicas o de falla. Los autores atribuyeron esta falta de significancia del hueso trabecular al hecho de que el modo de carga predominante era la flexión, una condición que también está presente en nuestras simulaciones con la flexión de las costillas durante la compresión torácica. Sin embargo, evaluamos que el modelo homogéneo actual para la costilla ósea produjo una respuesta a la carga frontal cuasiestática que estaba dentro del rango experimental esperado, ver Figura 2.4. Esto indica la importancia de considerar la composición detallada del tejido en los modelos, pero también muestra que el uso de un modelo simplificado puede ser suficiente en determinados propósitos.

En el modelo actual, los cartílagos costales están conectados rígidamente al esternón, es decir, las articulaciones esternocostales no están incluidas en el modelo. En este aspecto, seguimos la tendencia común de estudios previos de mecánica de la caja torácica

4.2. LIMITACIONES DEL ESTUDIO Y TRABAJOS FUTUROS

59

con elementos finitos [108, 90, 109, 110]. En simulaciones previas de la caja torácica con elementos finitos en las que se modelaron cuidadosamente las articulaciones costovertebrales [108] o esternoclaviculares [110], se omitieron las articulaciones esternocostales. Sin embargo, en el presente estudio, la ausencia de estas articulaciones impide una evaluación adecuada del riesgo de separación del cartílago costal del esternón durante las maniobras de RCP.

Hemos usado un único modelo geométrico. Los modelos de elementos finitos ofrecen la posibilidad de aplicar diferentes condiciones a una geometría única, una opción que no está disponible en las mediciones en un paciente real, ya que la RCP se realizaría utilizando solo una ubicación de compresión. El uso de cadáveres sería de poca ayuda, ya que usualmente varias costillas se rompen durante la RCP. El objetivo es determinar si los resultados obtenidos a través del análisis por elementos finitos (FE) para un sujeto específico pueden ser generalizados y aplicados a la población en general. Esta cuestión surge debido a la amplia variabilidad existente entre los individuos, tanto en términos de la morfología [106, 111, 112] del tórax como en las propiedades mecánicas de los tejidos involucrados.

Bibliografía

- [1] M. S. Eisenberg, “History of the science of cardiopulmonary resuscitation,” in *Cardiopulmonary Resuscitation*. Springer, 2005, pp. 1–9.
- [2] W. Kouwenhoven, J. R. Jude, and G. G. Knickerbocker, “Closed-chest cardiac massage,” *JAMA*, vol. 251, no. 23, pp. 3133–3136, 1984.
- [3] M. L. DeBard, “The history of cardiopulmonary resuscitation,” *Annals of emergency medicine*, vol. 9, no. 5, pp. 273–275, 1980.
- [4] B. W. Böttiger, A. Lockey, R. Aickin, M. Carmona, P. Cassan, M. Castrén, S. Chakra Rao, A. De Caen, R. Escalante, M. Georgiou *et al.*, “Up to 206 million people reached and over 5.4 million trained in cardiopulmonary resuscitation worldwide: the 2019 international liaison committee on resuscitation world restart a heart initiative,” *Journal of the American Heart Association*, vol. 9, no. 15, p. e017230, 2020.
- [5] Y. Azeli, E. Barbería, M. Jiménez-Herrera, G. Bonet, E. Valero-Mora, A. Lopez-Gomariz, I. Lucas-Guarque, A. Guillen-Lopez, C. Alonso-Villaverde, I. Landín *et al.*, “The recapta study—a prospective out of hospital cardiac arrest registry including multiple sources of surveillance for the study of sudden cardiac death in the mediterranean area,” *Scandinavian journal of trauma, resuscitation and emergency medicine*, vol. 24, no. 1, p. 127, 2016.
- [6] K. Poole, K. Couper, M. A. Smyth, J. Yeung, and G. D. Perkins, “Mechanical cpr: who? when? how?” *Critical Care*, vol. 22, no. 1, pp. 1–9, 2018.
- [7] C. J. Black, A. Busuttil, and C. Robertson, “Chest wall injuries following cardiopulmonary resuscitation,” *Resuscitation*, vol. 63, no. 3, pp. 339–343, 2004.

- [8] M. J. Kim, Y. S. Park, S. W. Kim, Y. S. Yoon, K. R. Lee, T. H. Lim, H. Lim, H. Y. Park, J. M. Park, and S. P. Chung, “Chest injury following cardiopulmonary resuscitation: a prospective computed tomography evaluation,” *Resuscitation*, vol. 84, no. 3, pp. 361–364, 2013.
- [9] Y. Kashiwagi, T. Sasakawa, A. Tampo, D. Kawata, T. Nishiura, N. Kokita, H. Iwasaki, and S. Fujita, “Computed tomography findings of complications resulting from cardiopulmonary resuscitation,” *Resuscitation*, vol. 88, pp. 86–91, 2015.
- [10] P. Deras, J. Manzanera, I. Millet, J. Charbit, and X. Capdevila, “Fatal pancreatic injury due to trauma after successful cardiopulmonary resuscitation with automatic mechanical chest compression,” *The Journal of the American Society of Anesthesiologists*, vol. 120, no. 4, pp. 1038–1041, 2014.
- [11] J. R. Camden and L. R. Carucci, “Liver injury diagnosed on computed tomography after use of an automated cardiopulmonary resuscitation device,” *Emergency radiology*, vol. 18, pp. 429–431, 2011.
- [12] J. B. Holcomb, N. R. McMullin, R. A. Kozar, M. H. Lygas, and F. A. Moore, “Morbidity from rib fractures increases after age 45,” *Journal of the American College of Surgeons*, vol. 196, no. 4, pp. 549–555, 2003.
- [13] P. Setälä, H. Hellevuo, H. Huhtala, A. Kämäräinen, J. Tirkkonen, and S. Hoppu, “Risk factors for cardiopulmonary resuscitation-related injuries sustained during out-of-hospital cardiac arrests,” *Acta Anaesthesiologica Scandinavica*, vol. 62, no. 9, pp. 1290–1296, 2018.
- [14] B. Borah, G. J. Gross, T. E. Dufresne, T. S. Smith, M. D. Cockman, P. A. Chmielewski, M. W. Lundy, J. R. Hartke, and E. W. Sod, “Three-dimensional microimaging (mr μ i and μ ct), finite element modeling, and rapid prototyping provide unique insights into bone architecture in osteoporosis,” *The Anatomical Record: An Official Publication of the American Association of Anatomists*, vol. 265, no. 2, pp. 101–110, 2001.

- [15] S. A. Goldstein, “The mechanical properties of trabecular bone: dependence on anatomic location and function,” *Journal of biomechanics*, vol. 20, no. 11-12, pp. 1055–1061, 1987.
- [16] J. Velázquez Ameijide, “Modelo constitutivo para tejido óseo humano: Propiedades mecánicas del hueso cortical de costilla,” 2015.
- [17] R. Huston, *Principles of biomechanics*. CRC press, 2008.
- [18] J. HUMPHREY and S. L. Delange, *INTRODUCTION TO BIOMECHANICS*. Springer, 2016.
- [19] G. Mase, R. Smelser, and G. Mase, “Continuum mechanics for engineers. crc series in computational mechanics and applied analysis,” 2009.
- [20] J. Bonet and R. D. Wood, *Nonlinear continuum mechanics for finite element analysis*. Cambridge university press, 1997.
- [21] D. Guede, P. González, and J. Caeiro, “Biomecánica y hueso (i): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos,” *Revista de Osteoporosis y Metabolismo Mineral*, vol. 5, no. 1, pp. 43–50, 2013.
- [22] P. R. Hoskins, P. R. Hoskins, P. V. Lawford, P. V. Lawford, B. J. Doyle, and B. J. Doyle, *Cardiovascular Biomechanics*. Springer, 2017.
- [23] W. D. Callister Jr and D. G. Rethwisch, *Fundamentals of materials science and engineering: an integrated approach*. John Wiley & Sons, 2020.
- [24] K. Hashiguchi, *Elastoplasticity theory*. Springer, 2009, vol. 42.
- [25] J. Lubliner, *Plasticity theory*. Courier Corporation, 2008.
- [26] B. An and W. Sun, “A theory of biological composites undergoing plastic deformations,” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 93, pp. 204–212, 2019.
- [27] C. Fraile García, “Modelización y simulación de la deformación elastoplástica en elementos 3d anisótropos,” 2019.

- [28] E. Becker, G. Carey, and J. Oden, “Finite elements. an introduction,” 1981.
- [29] V. Thomée, “From finite differences to finite elements: A short history of numerical analysis of partial differential equations,” *Journal of Computational and Applied Mathematics*, vol. 128, no. 1, pp. 1–54, 2001.
- [30] V. Jagota, A. P. S. Sethi, and K. Kumar, “Finite element method: an overview,” *Walailak Journal of Science and Technology (WJST)*, vol. 10, no. 1, pp. 1–8, 2013.
- [31] K.-J. Bathe, “Finite element method,” *Wiley encyclopedia of computer science and engineering*, pp. 1–12, 2007.
- [32] G. Meunier, “The finite element method for electromagnetic modeling,” 2010.
- [33] A. Logg and G. N. Wells, “Dolfin: Automated finite element computing,” *ACM Transactions on Mathematical Software (TOMS)*, vol. 37, no. 2, pp. 1–28, 2010.
- [34] M. G. Larson and F. Bengzon, *The finite element method: theory, implementation, and applications*. Springer Science & Business Media, 2013, vol. 10.
- [35] J. Levesque, “The code aster: a product for mechanical engineers; le code aster: un produit pour les mecaniciens des structures,” *Epure*, 1998.
- [36] R. Drake, A. W. Vogl, and A. W. Mitchell, *Gray’s anatomy for students*. Elsevier Health Sciences, 2014.
- [37] K.-U. Schmitt, P. F. N. E. Zürich, M. H. Muser, and F. Walz, *Trauma biomechanics: Introduction to accidental injury*. Springer Science & Business Media, 2013.
- [38] J. M. Cavanaugh, “The biomechanics of thoracic trauma,” in *Accidental Injury*. Springer, 1993, pp. 362–390.
- [39] T. Lobdell, C. Kroell, D. Schneider, W. Hering, and A. Nahum, “Impact response of the human thorax,” in *Human Impact Response*. Springer, 1973, pp. 201–245.
- [40] K. Foster, “Analysis of a slanted-rib model of the human thorax,” in *Human Impact Response*. Springer, 1973, pp. 165–177.

- [41] P. Olejnik and J. Awrejcewicz, “Time delays in numerical modeling of frontal thoracic blast pressure wave responses,” *International Journal of Dynamics and Control*, vol. 3, no. 1, pp. 109–119, 2015.
- [42] J. Zhou and G. Tao, “Biomechanical modeling for the response of human thorax to blast waves,” *Acta Mechanica Sinica*, vol. 31, no. 4, pp. 589–598, 2015.
- [43] G. Zhang, X. Chen, J. Ohgi, T. Miura, A. Nakamoto, C. Matsumura, S. Sugiura, and T. Hisada, “Biomechanical simulation of thorax deformation using finite element approach,” *Biomedical engineering online*, vol. 15, no. 1, p. 1, 2016.
- [44] Y. Azeli, M. Suazo, D. Puigjaner, A. Ameijide, J. Herrero, and G. Fortuny, “Assessing the safety of a displaced chest compression to the left and caudally. first results using a detailed thoracic finite element model,” *Resuscitation*, vol. 118, pp. e9–e10, 2017.
- [45] Y. H. An and R. A. Draughn, *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. CRC press, 1999.
- [46] M. J. Mirzaali, J. J. Schwiedrzik, S. Thaiwichai, J. P. Best, J. Michler, P. K. Zysset, and U. Wolfram, “Mechanical properties of cortical bone and their relationships with age, gender, composition and microindentation properties in the elderly,” *Bone*, vol. 93, pp. 196–211, 2016.
- [47] R. Bartl and B. Frisch, *Osteoporosis: diagnosis, prevention, therapy*. Springer Science & Business Media, 2009.
- [48] R. W. Dudek, *High-yield histology*. Williams & Wilkins, 2000.
- [49] D. R. Peterson and J. D. Bronzino, *Biomechanics: Principles and Practices*. CRC Press, 2014.
- [50] B. Nigg and W. Herzog, “Biomechanics of the musculo-skeletal system. 1994,” *England: John Wiley and Sons*.
- [51] J. D. Currey, “The structure of bone tissue,” *Bones: Structure and mechanics*, p. 3r26, 2002.

- [52] M. Carretero Colomer, “Novedades en el tratamiento de la osteoporosis,” *Offarm: Farmacia y Sociedad*, vol. 21, no. 10, pp. 168–172, 2002.
- [53] D. White, H. Woodard, and S. Hammond, “Average soft-tissue and bone models for use in radiation dosimetry,” *The British journal of radiology*, vol. 60, no. 717, pp. 907–913, 1987.
- [54] D. R. Carter and M. Wong, “Modelling cartilage mechanobiology,” *Philosophical Transactions of the Royal Society of London B: Biological Sciences*, vol. 358, no. 1437, pp. 1461–1471, 2003.
- [55] J. M. Tiscar Cervera, “Análisis de sensibilidad de un modelo de comportamiento biomecánico del tórax durante una reanimación cardiopulmonar,” 2020.
- [56] A. Lau, M. L. Oyen, R. W. Kent, D. Murakami, and T. Torigaki, “Indentation stiffness of aging human costal cartilage,” *Acta biomaterialia*, vol. 4, no. 1, pp. 97–103, 2008.
- [57] J. M. C. Poveda, C. I. S. Aguado, R. C. Bertomeu, I. B. Bosch, J. L. P. Serra, C. M. A. Vicente, and M. d. C. S. Canet, “Desarrollo de una nueva metodología para la evaluación mecánica de cartílago articular,” *Revista de biomecánica*, no. 45, pp. 13–16, 2006.
- [58] Y.-c. Fung, *Biomechanics: mechanical properties of living tissues*. Springer Science & Business Media, 2013.
- [59] J. G. Betts, K. A. Young, J. A. Wise, E. Johnson, B. Poe, D. H. Kruse, O. Korol, J. E. Johnson, M. Womble, and P. DeSaix, *Anatomy and physiology*, 2013.
- [60] R. Akhtar, M. J. Sherratt, J. K. Cruickshank, and B. Derby, “Characterizing the elastic properties of tissues,” *Materials Today*, vol. 14, no. 3, pp. 96–105, 2011.
- [61] I. D. Pinzón-Ríos, “Loss of muscle mass induced by aging,” *Revista Ciencias de la Salud*, vol. 17, no. 2, pp. 223–244, 2019.
- [62] D. T. Kirkendall and W. E. Garrett, “The effects of aging and training on skeletal muscle,” *The American journal of sports medicine*, vol. 26, no. 4, pp. 598–602, 1998.

- [63] J.-Y. Lim, S. J. Choi, J. J. Widrick, E. M. Phillips, and W. R. Frontera, “Passive force and viscoelastic properties of single fibers in human aging muscles,” *European journal of applied physiology*, vol. 119, pp. 2339–2348, 2019.
- [64] H. E. Hoff, “Galvani and the pre-galvanian electrophysiologists,” *Annals of Science*, vol. 1, no. 2, pp. 157–172, 1936.
- [65] J. A. Cooper, J. D. Cooper, and J. M. Cooper, “Cardiopulmonary resuscitation history, current practice, and future direction,” *Circulation*, vol. 114, no. 25, pp. 2839–2849, 2006.
- [66] D. Smekal, “Safety with mechanical chest compressions in cpr: Clinical studies with the lucas device,” 2013.
- [67] E. Kralj, M. Podbregar, N. Kejžar, and J. Balažic, “Frequency and number of resuscitation related rib and sternum fractures are higher than generally considered,” *Resuscitation*, vol. 93, pp. 136–141, 2015.
- [68] E. Englund, J. Silfverstolpe, B. Halvarsson, H. Löfberg, and C. Walther, “Injuries after cardiopulmonary resuscitation: A comparison between lucas mechanical cpr and standard cpr,” *Resuscitation*, vol. 77, pp. S13–S14, 2008.
- [69] J. Fox, R. Fiechter, P. Gerstl, A. Url, H. Wagner, T. F. Lüscher, U. Eriksson, and C. A. Wyss, “Mechanical versus manual chest compression cpr under ground ambulance transport conditions,” *Acute cardiac care*, vol. 15, no. 1, pp. 1–6, 2013.
- [70] D. Smekal, E. Lindgren, H. Sandler, J. Johansson, and S. Rubertsson, “Cpr-related injuries after manual or mechanical chest compressions with the lucas device: A multicentre study of victims after unsuccessful resuscitation,” *Resuscitation*, vol. 12, no. 85, pp. 1708–1712, 2014.
- [71] D. Menzies, D. Barton, C. Darcy, and N. Nolan, “Does the lucas device increase trauma during cpr?” *Resuscitation*, vol. 77, p. S13, 2008.
- [72] S. E. Bedell, T. L. Delbanco, E. F. Cook, and F. H. Epstein, “Survival after cardiopulmonary resuscitation in the hospital,” *New England journal of medicine*, vol. 309, no. 10, pp. 569–576, 1983.

- [73] S. A. de Pediatría, “Consenso de reanimación cardiopulmonar pediátrica,” *Arch. argent. pediatr*, vol. 98, no. 4, pp. 258–276, 2000.
- [74] U. Khan and C. Weston, “Cardiopulmonary resuscitation,” *Medicine*, vol. 42, no. 11, pp. 665–669, 2014.
- [75] O. Timms, “Dnar guidelines: Supporting end-of-life decisions,” *Indian J Med Ethics*, vol. 5, pp. 180–1, 2020.
- [76] I. Jacobs, V. Nadkarni, I. T. F. on Cardiac Arrest, C. R. Outcomes, C. Participants, J. Bahr, R. A. Berg, J. E. Billi, L. Bossaert, P. Cassan, A. Coovadia *et al.*, “Cardiac arrest and cardiopulmonary resuscitation outcome reports: update and simplification of the utstein templates for resuscitation registries: a statement for healthcare professionals from a task force of the international liaison committee on resuscitation (american heart association, european resuscitation council, australian resuscitation council, new zealand resuscitation council, heart and stroke foundation of canada, interamerican heart foundation, resuscitation councils of southern africa),” *Circulation*, vol. 110, no. 21, pp. 3385–3397, 2004.
- [77] A. Pickard, M. Darby, and J. Soar, “Radiological assessment of the adult chest: implications for chest compressions,” *Resuscitation*, vol. 71, no. 3, pp. 387–390, 2006.
- [78] E. R. Council *et al.*, “Summery of the main changes in the resuscitation guidelines,” 2015.
- [79] H. Hellevuo, M. Sainio, R. Nevalainen, H. Huhtala, K. T. Olkkola, J. Tenhunen, and S. Hoppu, “Deeper chest compression—more complications for cardiac arrest patients?” *Resuscitation*, vol. 84, no. 6, pp. 760–765, 2013.
- [80] F. Spöhr and B. W. Böttiger, “Safety of thrombolysis during cardiopulmonary resuscitation,” *Drug Safety*, vol. 26, no. 6, pp. 367–379, 2003.
- [81] Y. Hashimoto, F. Moriya, and J. Furumiya, “Forensic aspects of complications resulting from cardiopulmonary resuscitation,” *Legal Medicine*, vol. 9, no. 2, pp. 94–99, 2007.

- [82] S. E. Bedell and E. J. Fulton, “Unexpected findings and complications at autopsy after cardiopulmonary resuscitation (cpr),” *Archives of internal medicine*, vol. 146, no. 9, pp. 1725–1728, 1986.
- [83] S. J. Jang, Y. K. Cha, J. S. Kim, H. H. Do, S. H. Bak, and W. G. Kwack, “Computed tomographic findings of chest injuries following cardiopulmonary resuscitation: More complications for prolonged chest compressions?” *Medicine*, vol. 99, no. 33, 2020.
- [84] S. G. Beesems, B. M. Hardig, A. Nilsson, and R. W. Koster, “Force and depth of mechanical chest compressions and their relation to chest height and gender in an out-of-hospital setting,” *Resuscitation*, vol. 91, pp. 67–72, 2015.
- [85] N. Mitsuhashi, K. Fujieda, T. Tamura, S. Kawamoto, T. Takagi, and K. Okubo, “Bodyparts3d: 3d structure database for anatomical concepts,” *Nucleic acids research*, vol. 37, no. suppl_1, pp. D782–D785, 2009.
- [86] R. G. Sargent, “Verification and validation of simulation models,” in *Proceedings of the 2010 winter simulation conference*. IEEE, 2010, pp. 166–183.
- [87] M. Weber, M. A. Rothschild, and A. Niehoff, “Anisotropic and age-dependent elastic material behavior of the human costal cartilage,” *Scientific Reports*, vol. 11, no. 1, pp. 1–12, 2021.
- [88] J. Forman, *The structural characteristics of the costal cartilage: the roles of calcification and the perichondrium, and the representation of the costal cartilage in finite element models of the human body*, 2009, vol. 71, no. 03.
- [89] W. McCormick, “Mineralization of the costal cartilages as an indicator of age: preliminary observations.” *Journal of forensic sciences*, vol. 25, no. 4, pp. 736–741, 1980.
- [90] J. L. Forman and R. W. Kent, “The effect of calcification on the structural mechanics of the costal cartilage,” *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 17, no. 2, pp. 94–107, 2014.

- [91] M. J. Katzenberger, D. L. Albert, A. M. Agnew, and A. R. Kemper, “Effects of sex, age, and two loading rates on the tensile material properties of human rib cortical bone,” *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, vol. 102, p. 103410, 2020.
- [92] D. Mitton, J.-G. Minonzio, M. Talmant, R. Ellouz, F. Rongieras, P. Laugier, and K. Bruyère-Garnier, “Non-destructive assessment of human ribs mechanical properties using quantitative ultrasound,” *Journal of Biomechanics*, vol. 47, no. 6, pp. 1548–1553, 2014.
- [93] W.-J. Yi, M.-S. Heo, S.-S. Lee, S.-C. Choi, K.-H. Huh, and S.-P. Lee, “Direct measurement of trabecular bone anisotropy using directional fractal dimension and principal axes of inertia,” *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, vol. 104, no. 1, pp. 110–116, 2007.
- [94] I. S. Maggiano, C. M. Maggiano, J. G. Clement, C. D. L. Thomas, Y. Carter, and D. M. Cooper, “Three-dimensional reconstruction of haversian systems in human cortical bone using synchrotron radiation-based micro-ct: morphology and quantification of branching and transverse connections across age,” *Journal of anatomy*, vol. 228, no. 5, pp. 719–732, 2016.
- [95] I. Toniolo, C. Salmaso, G. Bruno, A. De Stefani, C. Stefanini, A. L. T. Gracco, and E. L. Carniel, “Anisotropic computational modelling of bony structures from ct data: An almost automatic procedure,” *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 189, p. 105319, 2020.
- [96] M. V. Swain and J. Xue, “State of the art of micro-ct applications in dental research,” *International journal of oral science*, vol. 1, no. 4, pp. 177–188, 2009.
- [97] W. Baier, D. G. Norman, and M. A. Williams, “Micro-ct for the examination of paediatric rib injuries: A case series,” *Forensic Science International*, vol. 325, p. 110789, 2021.
- [98] M. Kindig, A. G. Lau, and R. W. Kent, “Biomechanical response of ribs under quasistatic frontal loading,” *Traffic injury prevention*, vol. 12, no. 4, pp. 377–387, 2011.

- [99] R. Kent, “Frontal thoracic response to dynamic loading: the role of superficial tissues, viscera and the rib cage,” *International Journal of Crashworthiness*, vol. 13, no. 3, pp. 289–300, 2008.
- [100] M. W. Kindig, A. G. Lau, J. L. Forman, and R. W. Kent, “Structural response of cadaveric ribcages under a localized loading: stiffness and kinematic trends,” *Stapp Car Crash J*, vol. 54, pp. 337–380, 2010.
- [101] J. P. Ornato, R. L. Levine, D. S. Young, E. M. Racht, A. R. Garnett, and E. R. Gonzalez, “The effect of applied chest compression force on systemic arterial pressure and endtidal carbon dioxide concentration during cpr in human beings,” *Annals of emergency medicine*, vol. 18, no. 7, pp. 732–737, 1989.
- [102] C.-H. Chi, J.-Y. Tsou, and F.-C. Su, “Effects of rescuer position on the kinematics of cardiopulmonary resuscitation (cpr) and the force of delivered compressions,” *Resuscitation*, vol. 76, no. 1, pp. 69–75, 2008.
- [103] M. Suazo, J. Herrero, G. Fortuny, D. Puigjaner, and J. M. López, “Biomechanical response of human rib cage to cardiopulmonary resuscitation maneuvers: Effects of the compression location,” *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 38, no. 4, p. e3585, 2022.
- [104] A. C. Ugural and S. K. Fenster, *Advanced mechanics of materials and applied elasticity*. Pearson Education, 2011.
- [105] G. N. Ruttu, C. Robinson, J. Amoroso, T. Coats, and B. Morgan, “Could post-mortem computed tomography angiography inform cardiopulmonary resuscitation research?” *Resuscitation*, vol. 121, pp. 34–40, 2017.
- [106] S. A. Holcombe, S. C. Wang, and J. B. Grotberg, “The effect of age and demographics on rib shape,” *Journal of anatomy*, vol. 231, no. 2, pp. 229–247, 2017.
- [107] C. Arregui-Dalmases, E. D. Pozo, S. Duprey, F. J. Lopez-Valdes, A. Lau, D. Subit, and R. Kent, “A parametric study of hard tissue injury prediction using finite elements: consideration of geometric complexity, subfailure material properties,

- ct-thresholding, and element characteristics,” *Traffic Injury Prevention*, vol. 11, no. 3, pp. 286–293, 2010.
- [108] M. Kindig, Z. Li, R. Kent, and D. Subit, “Effect of intercostal muscle and costovertebral joint material properties on human ribcage stiffness and kinematics,” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 18, no. 5, pp. 556–570, 2015.
- [109] S. Schoell, A. Weaver, N. Vavalle, and J. Stitzel, “Age-and sex-specific thorax finite element model development and simulation.” *Traffic injury prevention*, vol. 16, pp. S57–65, 2015.
- [110] B.-Y. Lim, Y. Kim, C.-S. Lee *et al.*, “Numerical investigation of the sternoclavicular joint modeling technique for improving the surgical treatment of pectus excavatum,” *Scientific reports*, vol. 10, no. 1, pp. 1–11, 2020.
- [111] X. Shi, L. Cao, M. P. Reed, J. D. Rupp, C. N. Hoff, and J. Hu, “A statistical human rib cage geometry model accounting for variations by age, sex, stature and body mass index,” *Journal of biomechanics*, vol. 47, no. 10, pp. 2277–2285, 2014.
- [112] Y. Wang, L. Cao, Z. Bai, M. P. Reed, J. D. Rupp, C. N. Hoff, and J. Hu, “A parametric ribcage geometry model accounting for variations among the adult population,” *Journal of biomechanics*, vol. 49, no. 13, pp. 2791–2798, 2016.