

DISEÑO DE UNA INTERFAZ GRÁFICA PARA EL ANÁLISIS POR
ELEMENTOS FINITOS DE LA RESPUESTA DE DOS VÉRTEBRAS
LUMBARES SOMETIDAS A CARGA COMBINADA.

Autor: JORGE ELIECER RANGEL VERA
U00057571

MODELADO Y SIMULACIÓN

Director: Ph.D. SEBASTIÁN ROA PRADA
Ingeniero Mecánico

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BUCARAMANGA

FACULTAD INGENIERÍA MECATRÓNICA
BUCARAMANGA

2017

Nota de Aceptación

Director

Sebastián Roa Prada.

Jurado

Johann Barragán Gómez.

Jurado

German Oliveros Villamizar.

DEDICATORIA

Dedico este proyecto de manera especial a mi madre Nubia Vera Quintero, a mi hermana Jully Andrea Rangel Vera, a mi cuñado Carlos Andrés Becerra Serrano y a mi padrastro Gustavo Roa Jaimes pues ellos han sido los pilares de responsabilidad, respeto y deseos de superación, los cuales fueron primordiales para mi crecimiento profesional y personal.

A toda mi familia en general un agradecimiento muy especial por el esfuerzo y apoyo que me brindaron para cumplir mis metas en el transcurso de mi vida y de cada año de mi carrera universitaria.

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, a mi director de proyecto de grado y práctica académica, Ph.D. Sebastián Roa Prada, gracias por el apoyo y acompañamiento, por su control y serenidad ante las adversidades que se fueron presentando en el trabajo y la universidad.

Al profesor Ph.D. Hernando Gonzales, un especial agradecimiento primero por la paciencia y esfuerzo dedicado en mi educación. Segundo, por sus consejos y gran sabiduría durante mi desarrollo profesional, apoyo y ánimo que me ha brindado una fuerte motivación para el cumplimiento de mis metas.

A mis familiares y amigos en especial a Olmer Villamizar y a Jessica Aza, los cuales siempre han estado conmigo en momentos difíciles. Gracias por ofrecerme su amistad, por esos días inolvidables que quedaran en mis recuerdos por toda la vida.

CONTENIDO

DEDICATORIA.....	3
AGRADECIMIENTOS	4
CONTENIDO.....	5
TABLA DE ILUSTRACIONES	8
LISTADO DE TABLAS	11
1. OBJETIVOS.....	12
1.1. OBJETIVO GENERAL.....	12
1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	12
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	13
3. ANTECEDENTES.....	14
4. ESTADO DEL ARTE.....	15
4.1. VÉRTEBRAS.....	15
4.2. DISCOS INTERVERTEBRALES.	18
4.3. MÚSCULOS LUMBARES	19
4.4. MODELADO DE HUESO UTILIZANDO ELEMENTOS FINITOS	22
4.5. CARGAS	23
4.6. PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS MATERIALES.	26
5. MARCO TEÓRICO	28
5.1. PESO CORPORAL.....	28
5.2. COLUMNA VERTEBRAL.	28
5.3. PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE LAS ESTRUCTURAS VERTEBRALES	29
5.4. DISCO INTERVERTEBRAL.....	30
5.5. VÉRTEBRA.....	31
5.6. CUERPO VERTEBRAL	32
5.7. APÓFISIS ARTICULARES.....	32
5.8. ISTMO Y PEDÍCULOS	32
5.9. MÚSCULOS LUMBARES	33
5.9.1. MÚSCULO DORSAL ANCHO	33

5.9.2.	MÚSCULO CUADRADO LUMBAR	34
5.9.3.	MÚSCULO MULTÍFIDO	34
5.10.	BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL	35
5.10.1.	ESFUERZO TENSIONAL	37
5.10.2.	MECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL	43
5.10.3.	MODELAMIENTO DE TEJIDO BIOLÓGICO	45
5.10.4.	CARACTERIZACIÓN MECANICÁNICA DEL HUESO	49
5.11.	LESIONES LUMBARES	58
5.11.1.	DEGENERACIÓN DEL DISCO INTERVERTEBRAL	59
5.11.2.	ENVEJECIMIENTO DE LOS DISCOS INTERVERTEBRALES	60
5.11.3.	ESCOLIOSIS	61
5.11.4.	ESPONDILOLISTESIS	61
5.11.5.	ESPONDILÓLISIS	62
5.11.6.	ESTENOSIS ESPINAL	63
5.11.7.	ESPINA BÍFIDA	63
5.11.8.	SÍNDROME DEL PIRAMIDAL	64
5.11.9.	DISCO ROTO	64
5.12.	TEORÍA DE FALLA	65
5.12.1.	ENERGÍA DE DISTORSIÓN MÁXIMA	65
6.	DISEÑO METODOLÓGICO	67
6.1.	RECOPIACIÓN INFORMACIÓN BIBLIOGRÁFICA.	67
6.2.	DISEÑO CAD DE LAS VÉRTEBRAS LUMBARES	67
6.3.	ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS.	67
6.4.	RECOPIACIÓN Y VALIDACIÓN DE LOS RESULTADOS	68
6.5.	DESARROLLO DE LA INTERFAZ GRÁFICA.	68
6.6.	DIFUSIÓN DE RESULTADOS	68
7.	RESULTADOS	69
7.1.	DISEÑO CAD	69
7.2.	ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS	70
7.3.	INTERFAZ GRÁFICA	71
7.4.	RESUMEN RESULTADOS PRINCIPALES	72
8.	VALIDACIÓN	73
8.1.	VALIDACIÓN BAJO FLEXIÓN	74

8.2. VALIDACIÓN BAJO EXTENSIÓN	78
9. CONCLUSIONES	79
10. BIBLIOGRAFÍA.....	82
11. ANEXOS.....	87
11.1. ANEXO 1.....	87
11.1.1. OBTENCIÓN DEL MODELO CAD	87
11.1.2. INSTRUCCIONES USO DEL SOFTWARE MESHCONV	88
11.1.3. INSTRUCCIONES IMPORTACIÓN SOLIDWORKS.....	90
11.1.4. ENSAMBLE DE LOS CAD	90
11.2. ANEXO 2	91
11.2.1. PREPROCESO	91
11.2.2. PROCESO	109
11.3. ANEXO 3	117
11.3.1. DESARROLLO DE LA INTERFAZ GRÁFICA	117

TABLA DE ILUSTRACIONES

Figura 1	Proceso de modelado geométrico [1].....	16
Figura 2	Escaneo 3D de la vértebra [1].....	16
Figura 3	Reconstrucción por tomografía computarizada [2]	17
Figura 4	Modelo simplificado en Promechanica de la vértebra [3]	17
Figura 5	CAD por algoritmos digitales [2]	18
Figura 6	Sistema coordenado del disco intervertebral [2]	18
Figura 7	Modelo de la columna cervical subaxial [2].....	19
Figura 8	Músculo multifido [1]	20
Figura 9	Modelo músculo-esquelético de la zona lumbar [43].....	20
Figura 10	Interfaz BuildMuscles [4].....	21
Figura 11	Simulación del modelo [4].....	21
Figura 12	Cargas consideradas sobre el segmento L3-L4 [9]	24
Figura 13	Cargas de a) compresión b) extensión c) flexión y d) flexión lateral [10]	25
Figura 14	Ensayo de tracción axial [44].....	26
Figura 15	Propiedades utilizadas en las vértebras y placas terminales [11]	27
Figura 16	Propiedades mecánicas vertebrales [12]	27
Figura 17	Disco intervertebral [15].....	31
Figura 18	Vértebra [45]	31
Figura 19	Músculo dorsal ancho [17].....	33
Figura 20	Músculos cuadrado lumbar [18].....	34
Figura 21	Músculo multifido [19].....	34
Figura 22	Orientación de la vértebra bajo a) flexión, b) posición natural, c) extensión [20]	35
Figura 23	Distribución de las cargas axiales en el cuerpo vertebral [21].....	37
Figura 24	DCL Esfuerzo tensional [22].....	38
Figura 25	Distancias postura [25]	40
Figura 26	DCL cálculo de fuerzas [22].....	41
Figura 27	Movilidad global de la columna [14]	42
Figura 28	Ángulos de flexión de la columna lumbar [14]	42
Figura 29	Modelado del cuerpo humano	44
Figura 30	Representación del modelo de Maxwell.....	47
Figura 31	Representación esquemática del modelo de Kelvin-Voigt.....	47
Figura 32	Diagrama tensión-deformación de tracción para el hueso cortical humano cargado en la dirección longitudinal.....	52
Figura 33	Tipos de fuerza a los que puede someterse un hueso	54
Figura 34	Principios biomecánicos empleados en la determinación de las propiedades mecánicas del hueso.....	55
Figura 35	Degeneración del disco [46]	60
Figura 36	Disco joven y envejecido [47]	60
Figura 37	Escoliosis	61

Figura 38 Espondilolistesis.....	62
Figura 39 Espondilólisis	62
Figura 40 Estenosis espinal	63
Figura 41 Espina bífida	63
Figura 42 Síndrome piramidal.....	64
Figura 43 Prolapso discal.....	64
Figura 44 Energía de distorsión	65
Figura 45 Normalized maximum Von Mises Stress in posterior bone	66
Figura 46 Endplate Von Mises Stress Flexion.....	66
Figura 47 Escritorio application builder Comsol [34]	71
Figura 48 Simulación.....	72
Figura 49 Interfaz gráfica	72
Figura 50 Modelo CAD.....	75
Figura 51 Propiedades de los materiales	75
Figura 52 Distribución de Von Mises bajo flexión.....	76
Figura 53 Esfuerzo de Von Mises Máximo y Mínimo validación flexión	76
Figura 54 Representación del esfuerzo de Von Mises como booleano.....	77
Figura 55 Distribución de Von Mises bajo extensión.....	78
Figura 56 Esfuerzo de Von Mises Máximo y Mínimo validación extensión	78
Figura 57 Modelo CAD escaneo del disco	87
Figura 58 Modelo CAD escaneo de la vértebra L3	87
Figura 59 Modelo CAD escaneo de la vértebra L4	88
Figura 60 Instrucciones 1 y 2 meshconv	89
Figura 61 Instrucción 3 meshconv	89
Figura 62 Model wizard Comsol.....	91
Figura 63 Dimensión	91
Figura 64 Física.....	91
Figura 65 Estudio	92
Figura 66 Livelink Solidworks.....	93
Figura 67 Sincronización Comsol y Solidworks.....	93
Figura 68 Parámetros del programa	94
Figura 69 Variables	94
Figura 70 Sistema de coordenada por default.....	95
Figura 71 Sistema de coordenadas cilíndricas.....	95
Figura 72 Operaciones virtuales	96
Figura 73 Operación Composite Edges [58].....	97
Figura 74 Operación Composite Domains [58].....	97
Figura 75 Operación Composite Faces [58].....	97
Figura 76 Conjunto de vértebras antes de aplicar operación Composite Faces	98
Figura 77 Conjunto de vertebras después de aplicar operación Composite Faces	98
Figura 78 Propiedades vértebra L3 y L4.....	101
Figura 79 Propiedades disco intervertebral	101
Figura 80 Condición de frontera de carga corporal	103
Figura 81 Condición de sección de carga.....	103
Figura 82 Condición de sección fija	104
Figura 83 Malla gruesa.....	105
Figura 84 Malla normal.....	105
Figura 85 Malla fina	105
Figura 86 Esfuerzo de Von Mises vs Grados de libertad	106

Figura 87 Desplazamiento vs Grados de libertad.....	107
Figura 88 Memoria utilizada vs Tiempo computo.....	108
Figura 89 Ensamble de árbol.....	110
Figura 90 Matrices que puede resolver PARDISO.....	110
Figura 91 Selección método directo.....	111
Figura 92 Solución acoplada.....	113
Figura 93 Solución segregada.....	114
Figura 94 Formato .mphapp.....	117
Figura 95 Selección de parámetros básicos.....	118
Figura 96 Sección de gráficos.....	118
Figura 97 Pestaña file.....	118
Figura 98 Configuración de las herramientas de la aplicación.....	118
Figura 99 Configuración de reset.....	118
Figura 100 Resultado de flow.....	118
Figura 101 Propiedades interfaz.....	118
Figura 102 Situaciones cotidianas.....	118
Figura 103 Variables seleccionadas para kid on shoulder.....	118
Figura 104 Registro de proceso.....	118

LISTADO DE TABLAS

Tabla 1 Sensibilización de la malla	106
---	-----

1. OBJETIVOS

1.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar una interfaz gráfica que permita analizar por el método de elementos finitos un par de vértebras lumbares sometidas a condiciones de carga combinada.

1.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Desarrollar un modelo CAD de las dos vértebras lumbares utilizando el software de diseño SOLIDWORKS.

Simular el comportamiento de las vértebras sometidas a diferentes cargas utilizando el software de diseño asistido por computador COMSOL.

Diseñar una interfaz gráfica portable que permita desarrollar diferentes tipos de análisis por elementos finitos a las vértebras.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La columna vertebral es una estructura compleja e importante la cual proporciona apoyo y fuerza, así como la capacidad de permitir al cuerpo rotar, doblar y estirar. También es una parte vulnerable del cuerpo, la cual está expuesta a lesiones cervicales, dolor de espalda, escoliosis, etc. [1]

El dolor lumbar es una enfermedad común y fuertemente asociada con la degeneración de los discos intervertebrales, generalmente en personas sedentarias que pasan horas sentadas en posiciones relativamente fijas, afectando su curvatura natural. [1]

Este proyecto tiene como objetivo el desarrollo de una herramienta computacional útil para el análisis de las vértebras lumbares en respuesta a la aplicación de cargas específicas para la rotación, compresión, extensión, etc.

3. ANTECEDENTES

Las vértebras y los discos intervertebrales permiten la flexibilidad de la columna y actúan como amortiguadores durante las actividades diarias. Dada la elevada incidencia de lesiones en la espalda, nace la idea de crear una herramienta de soporte para la medicina y la fisioterapia, la cual sirva como modelo guía para diagnosticar lesiones lumbares. Se busca analizar por el método de los elementos finitos el comportamiento que tienen las vértebras lumbares bajo la acción de cargas específicas, en posturas determinadas del cuerpo, para encontrar los correspondientes estados de esfuerzo que puedan ser correlacionados en futuras etapas del proyecto con posibles lesiones.

La temática del proyecto se originó en la electiva de elementos finitos de la facultad de ingeniería mecatrónica de la UNAB, a cargo del docente Sebastián Roa Prada Ph.D. En ella de acuerdo a las temáticas vistas y a la investigación del estado del arte, se decidió que la temática de estudio para proyecto a optar a grado era de diseñar una interfaz que permitiera desarrollar diferentes tipos de análisis por elementos finitos a las vértebras lumbares sometidas a cargas combinadas.

4. ESTADO DEL ARTE

El método de los elementos finitos hace referencia al modelado de estructuras por medio de pequeños elementos llamados elementos finitos. Una función física es asociada a cada uno de estos elementos. Cada elemento está interconectado, directa o indirectamente, por medio de interfaces comunes que pueden ser nodos o líneas límite. Conociendo las características físicas del material del que está hecha la estructura, se puede determinar el comportamiento de cada nodo en términos de propiedades de muchos otros elementos de la malla.

El diagnóstico de condiciones médicas por medio del método de elementos finitos ha sido un tema de alrededor del mundo, y en el caso de lesiones lumbares, éste tiene variedad de enfoques de acuerdo de las necesidades del contexto médico y/o investigativo. Por lo cual, se pueden encontrar artículos que investigan la temática, de los cuales, en su mayoría, se centran en tres elementos que son indispensables para el análisis de los esfuerzos: las vértebras, los discos intervertebrales y las propiedades físicas de los materiales.

4.1. VÉRTEBRAS.

Existen diversas técnicas para la obtención de la geometría a trabajar. Una de ellas es la herramienta de escaneo 3D, donde por medio de un software se recopila la información necesaria para la reconstrucción del modelo tridimensional. La tomografía computarizada utiliza un tomógrafo para mandar rayos x a través del cuerpo del paciente y así desarrollar imágenes 3D de las vértebras. [1]

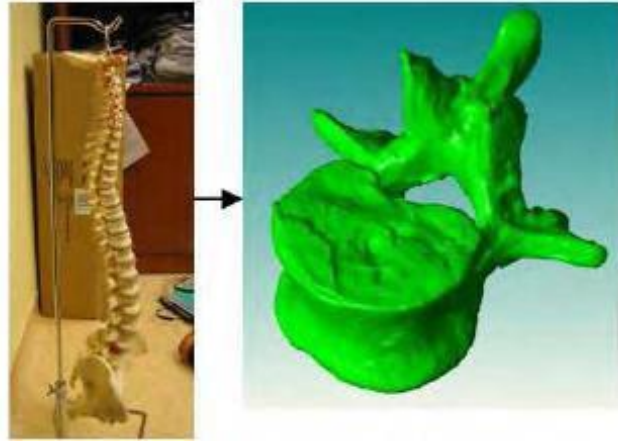


Figura 1 Proceso de modelado geométrico [1]

Al digitalizar las vértebras utilizando tomografía computarizada se produce un modelo el cual tiene irregularidades que no son adecuadas para el desarrollo del proyecto, para ello es necesario el uso de un sistema de escaneo laser más avanzado. Dicho sistema que escanea las superficies individuales de las vértebras para crear una nube de puntos de muestras geométricas y así poder reconstruir la totalidad del modelo. [1]

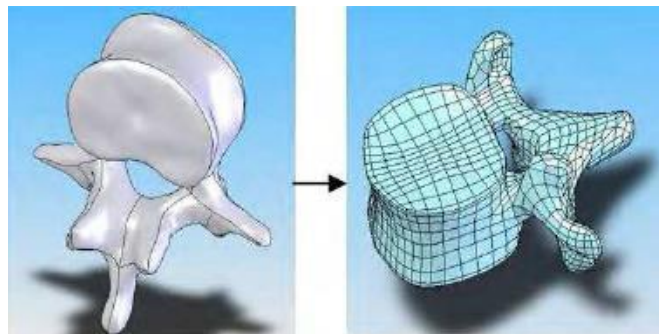


Figura 2 Escaneo 3D de la vértebra [1]

La tomografía computarizada mejora la definición de las superficies, por lo tanto, proporciona datos más realistas. Las vértebras se modelan como cuerpos rígidos, interconectados por elementos lineales viscoelásticos, y elementos musculares con comportamientos activos y pasivos.

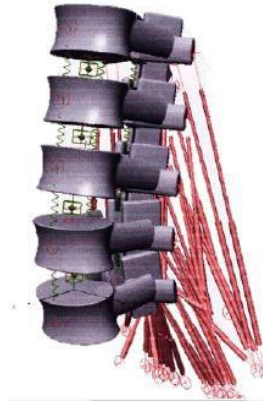


Figura 3 Reconstrucción por tomografía computarizada [2]

Para el desarrollo del modelo CAD por medio de una herramienta computacional como Solidworks, Promechanica o 3-Matic, se utilizan medidas reales, y se simplifica la geometría. La simplificación de la geometría es un método para prevenir errores de mallado. Generalmente aristas y/o puntos del modelo podrían llegar a tener tolerancias mal escaladas debido a redondeos y chaflanes.

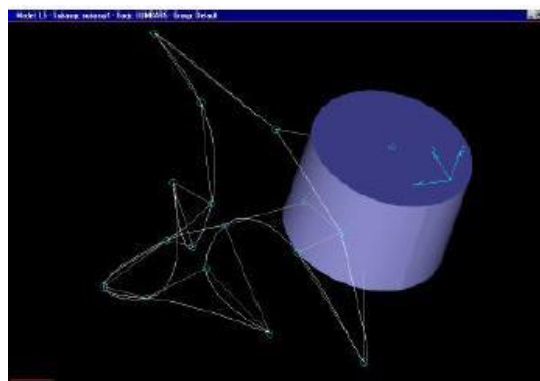


Figura 4 Modelo simplificado en Promechanica de la vértebra [3]

Los contornos óseos y la reproducción de las superficies de las vértebras permiten obtener imágenes en excelente calidad utilizando algoritmos de alisado digital y técnicas manuales de edición. [3]

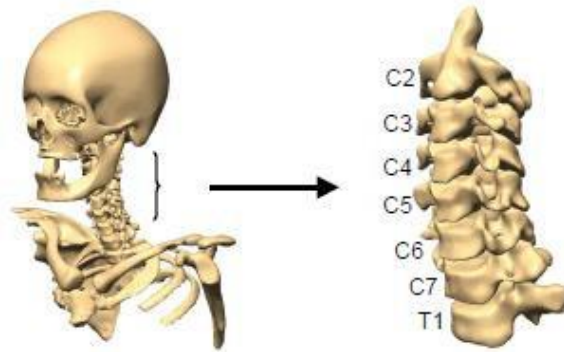


Figura 5 CAD por algoritmos digitales [2]

4.2. DISCOS INTERVERTEBRALES.

Las articulaciones del disco intervertebral se pueden modelar como juntas con seis grados de libertad. Cuyas propiedades viscoelásticas fueron definidas por datos experimentales de rigidez desarrollados en laboratorios de biomecánica. [3]

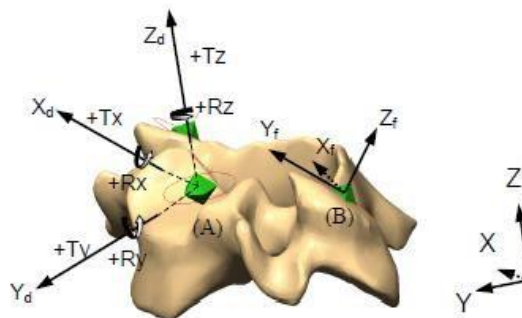


Figura 6 Sistema coordenado del disco intervertebral [2]

El segmento C5-C6 se detalla para ilustrar las limitaciones del disco intervertebral y la articulación facetaria. El origen de los sistemas coordenados se ajusta conforme a la altura del disco intervertebral. El movimiento de cada vértebra es definido por el sistema de coordenadas del cuerpo vertebral subyacente. [3]

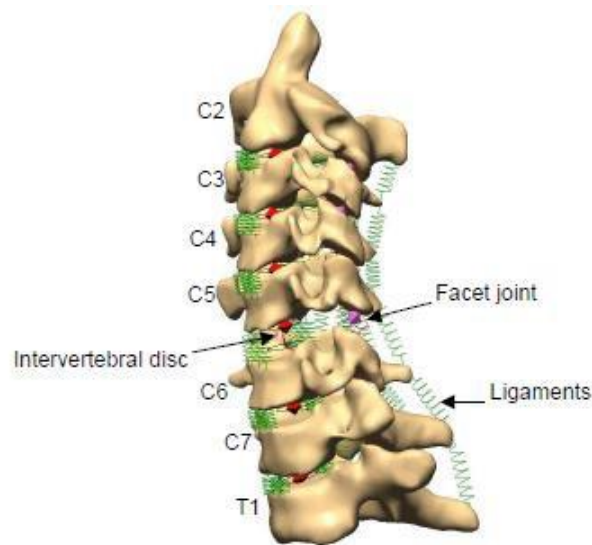


Figura 7 Modelo de la columna cervical subaxial [2]

4.3. MÚSCULOS LUMBARES

En la literatura se han encontrado diferentes formas de simular los músculos de apoyo que soportan las vértebras, el software LifeMOD de biomecánica, proporciona un modelo del sistema base esquelético que crea los ligamentos y músculos que intervienen en el movimiento de la columna vertebral, donde es posible modificar tamaños, pesos, longitudes, características físicas y cantidad de campos que los componen. [1]



Figura 8 Músculo multifido [1]

Los modelos de la literatura muestran típicamente complejidad y realismo. OpenSim es un software de código abierto que permite crear dichos modelos utilizando una plataforma de diseño músculo-esquelética.

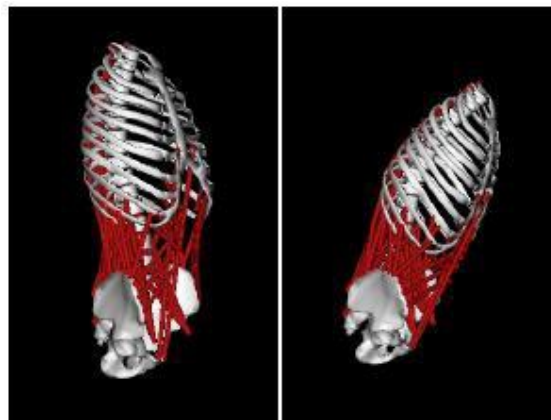


Figura 9 Modelo músculo-esquelético de la zona lumbar [43]

Otra metodología es el uso Matlab y Simulink para el modelado y simulación de la activación de los músculos que intervienen en determinada función. Donde se activan y desactivan los actuadores que corresponden a cada uno de los músculos, posteriormente se debe importar dicha información al software visualNastran el cual se usa para modelar el sistema utilizando elementos finitos. [4]

Muscle name	Muscle mass (g)	Fascicle Lo (cm)	Muscle PCSA (cm ²)	Muscle Fo (N)	Tendon LoT (cm)	Whole muscle LMax (cm)	Fascicle LMax (Lo)	Ur	Fiber type distribution (PCSA/# Units)		
									SS	S	F
Muscle #1	200	10	1000	10	12	25	100	0.0	0/0	0/0	1/1
Muscle #2	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0
Muscle #3	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0
Muscle #4	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0
Muscle #5	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0
Muscle #6	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0
Muscle #7	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0
Muscle #8	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0
Muscle #9	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0
Muscle #10	0	0	0	0	0	0	0	0	0/0	0/0	0/0

Figura 10 Interfaz BuildMuscles [4]

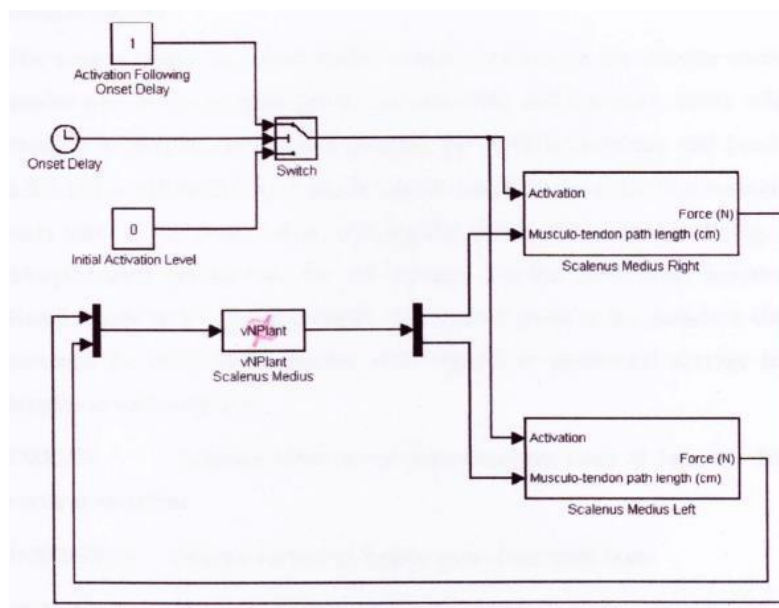


Figura 11 Simulación del modelo [4]

4.4. MODELADO DE HUESO UTILIZANDO ELEMENTOS FINITOS

La densitometría ósea por tomografía computarizada cuantitativa permite obtener modelos geométricos para predecir y estudiar lesiones que a simple vista son difíciles de evaluar. Dicho procedimiento consiste en tomar muestras frescas de cadáveres previamente autorizados por entidades de salud, y proceder a remover los elementos los cuales serán posteriormente escaneados. Los cuerpos vertebrales son sumergidos en agua y se obtienen cortes de hasta 1mm para ser reconstruidos por algún software.

Para determinar ciertas características como fracturas o fisuras, todos los especímenes se cargan en forma de compresión uniaxial para así analizar cada esfuerzo equivalente que se presenta en la estructura. Una práctica muy común es realizar ensayos biomecánicos y comprimir a una velocidad constante los especímenes obtenidos. La carga aplicada se mide frecuentemente por el software del equipo y genera la curva de desplazamiento del material. El software Mitsubishi Space simula diferentes tipos de componentes óseos utilizando elementos tetraédricos y triangulares. [5]

Existen técnicas mucho más robustas para segmentar los cuerpos vertebrales por medio de tomografías computarizadas. Una de ellas es el uso del método Voxel, el cual desarrolla un análisis por elementos finitos de forma automática basado en el modelo geométrico de la vértebra reconstruido por tomografía computarizada y realizando una distribución volumétrica para cada pixel del modelo. [6]

Como se mencionaba anteriormente, los experimentos biomecánicos de la columna lumbar se llevan a cabo en cadáveres y los cuales pueden tener inconvenientes al momento de la aplicación de cargas. Muchos estudios pierden información importante sobre la estructura ósea a analizar. Los métodos existentes de análisis numérico y de elementos finitos son beneficiosos para resolver este tipo de inconvenientes. Basado en las imágenes médicas digitales estándar de Dicom, se pueden obtener imágenes más precisas. Ya que usa un diseño dimensional de imagen que reduce efectivamente la pérdida de datos originales y mejora de la velocidad del modelado. [7]

Otra alternativa utilizada por diferentes autores es el uso de MIMICS para la obtención de los modelos geométricos. MIMICS es un software el cual reconstruye la estructura corporal del paciente utilizando tomografías computarizadas. Dichos modelos pasan por procesos manuales de limpieza y filtración de volúmenes para definir la geometría. Consta de un umbral el cual identifica por medio de diferentes densidades los tejidos del cuerpo, puede reconstruir desde hueso, hasta dientes y piel. Posteriormente el modelo es exportado a 3-matic; un software de la misma casa de MIMICS, Materialise. Donde se realiza el correspondiente análisis por elementos finitos. [8]

4.5. CARGAS

Las fuerzas se aplican sobre el nudo central del cuerpo vertebral superior L3, en la dirección correspondiente de los ejes de referencia solidarios con dicho cuerpo vertebral. Los momentos respecto a estos mismos ejes se han introducido como pares de fuerzas aplicadas sobre nudos periféricos pertenecientes a la sección transversal media del cuerpo vertebral. [9]

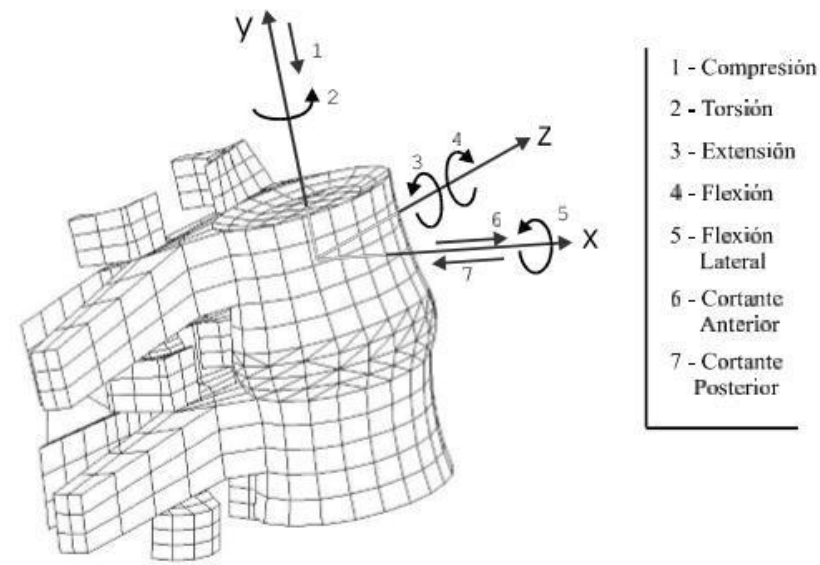


Figura 12 Cargas consideradas sobre el segmento L3-L4 [9]

El mecanismo de producción del dolor lumbar es complejo en la mayoría de los casos. Todos los planos anatómicos de la región lumbar contienen receptores nociceptivos, sin embargo, existen localizaciones donde hay más receptores y donde son más sensibles. Los lugares anatómicos donde pueden nacer las lumbalgias son entonces: la parte posterior del disco intervertebral, las articulares posteriores y el saco membranoso que cubre la médula espinal.

Las condiciones de apoyo del cuerpo vertebral permanecen iguales para todos los casos de carga impidiendo las tres traslaciones y las rotaciones alrededor de los tres ejes. Cuando se ejerce una fuerza de compresión axial, el disco se aplasta y ensancha, el núcleo se aplana, su presión interna aumenta de manera notable y se transmite lateralmente hacia las fibras más internas del núcleo; de este modo, la presión vertical se transforma en fuerzas laterales y la tensión de las fibras del anillo aumenta. [10]

Durante los movimientos de extensión la vértebra superior se desplaza hacia atrás, el espacio intervertebral disminuye por atrás y el núcleo se proyecta hacia delante, de modo que se desplaza hacia las fibras anteriores del anillo aumentando la tensión de éstas.

Durante la flexión se produce el movimiento contrario, la vértebra superior se desliza hacia delante y el espacio intervertebral disminuye en el borde anterior; el núcleo se desplaza hacia atrás de modo que se sitúa sobre las fibras posteriores del anillo aumentando la tensión del mismo.

En la flexión lateral derecha la vértebra superior se inclina hacia el lado de la flexión, el núcleo pulposo se desplaza en la dirección opuesta y el anillo fibroso presenta tensión en la dirección opuesta. En la flexión lateral izquierda ocurre el movimiento simétrico al descrito.

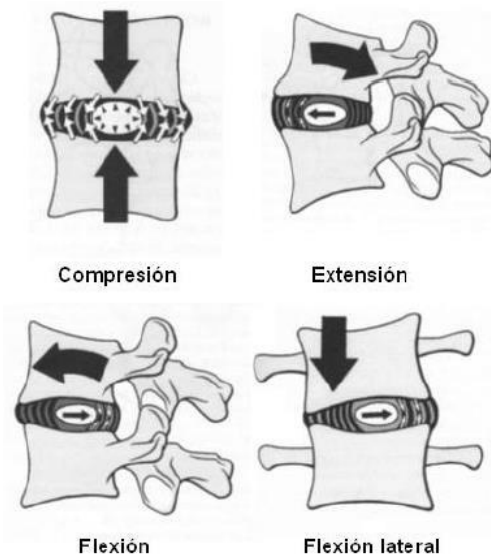


Figura 13 Cargas de a) compresión b) extensión c) flexión y d) flexión lateral [10]

4.6. PROPIEDADES FÍSICAS DE LOS MATERIALES.

Se propone el uso de la literatura para determinar qué propiedades físicas se deben utilizar, así modelar correctamente el sistema deseado. Las propiedades físicas esenciales para el óptimo desarrollo del proyecto son: el módulo de Young y el Módulo de Poisson.

El módulo de Young también conocido como módulo de elasticidad, es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza.

El módulo de Young no caracteriza completamente las propiedades elásticas de un sólido con respecto a una deformación. Por ende, es necesario realizar ensayos de tracción axial para determinar sus constantes. La dimensión aumenta en dirección axial y se produce disminución en las dimensiones transversales, sin que exista una tensión aplicada en esa dirección.



Figura 14 Ensayo de tracción axial [44]

El módulo de Poisson es un parámetro característico de cada material que indica la relación entre las deformaciones longitudinales que sufre el material en sentido perpendicular a la fuerza aplicada y las deformaciones longitudinales en dirección de la fuerza aplicada sobre el mismo.

Poisson, basándose en la teoría molecular, demostró que, dentro de la zona elástica de cada material, la relación entre el acortamiento lateral unitario y el alargamiento axial unitario es constante.

$$\frac{|\varepsilon_y|}{\varepsilon_x} = \frac{|\varepsilon_z|}{\varepsilon_x} = \mu \quad (4-6-1)$$

Experimentalmente se puede realizar una sensibilización del material aplicado a un modelo de disco intervertebral y así lograr analizar de manera óptima su comportamiento para así determinar las propiedades del módulo de Young y el módulo de Poisson. [11]

Propiedades utilizadas en las Vértabras y Placas Terminales			
	Módulo de Young (MPa)	Módulo de Poisson	Referencia
Vértabra	200	0,3	[9]
Placas Terminales	23,8	0,4	[17]

Figura 15 Propiedades utilizadas en las vértebras y placas terminales [11]

Estudios determinan las propiedades de las vértebras realizando pruebas de ensayos bajo las mismas condiciones de carga en vértebras de cerdos. Donde por medio de cortes topográficos y de análisis computarizados establecen las propiedades mecánicas de las vértebras.

Parte del modelo	Módulo de Young (MPa)	Relación de Poisson
Hueso cortical	1200	0.29
Hueso trabecular	100	0.29
Placa terminal	500	0.40
Disco terminal	3.4	0.40

Figura 16 Propiedades mecánicas vertebrales [12]

5. MARCO TEÓRICO

La espalda es una estructura compuesta de músculos, huesos, y otros tejidos que forman el tronco, desde el cuello hasta la pelvis. Su parte central es la columna vertebral, la cual sostiene el peso de la parte superior del cuerpo y en su interior protege la médula espinal. La médula espinal desciende desde la base del cerebro y se extiende en un adulto hasta justo por debajo del tórax. Nervios pequeños entran y salen de la médula espinal a través de espacio entre las vértebras. Los espacios entre las vértebras se mantienen gracias a unas almohadillas de cartílago llamadas discos intervertebrales, que permiten la flexibilidad de la espalda y actúan como amortiguadores para proteger los huesos cuando se mueve el cuerpo.

5.1. PESO CORPORAL

El peso corporal es un indicador frecuentemente utilizado para determinar el tamaño de una persona. El cuerpo se puede dividir en varias secciones, cabeza, tronco, y extremidades. Cada una de estas corresponde a un porcentaje de peso del cuerpo de una persona. El tronco sin extremidades equivale aproximadamente el 50% del peso corporal, una pierna al 16%, el brazo al 5%. [13]

5.2. COLUMNA VERTEBRAL.

La columna vertebral es una estructura esencialmente mecánica. Cada vértebra se articula con otra a través de un complejo sistema de articulación, ligamentos y costillas. Aunque la columna presenta una estabilidad ligamentosa inherente. [14]

La columna vertebral cumple tres funciones fundamentales:

1. Soporta la mitad superior del cuerpo, que gravita sobre ella en posición erecta.
2. Posee una flexibilidad suficiente para permitir los movimientos del tronco en los tres planos, permitiendo no solo la marcha, sino el alcance y la carga de objetos.
3. Protege las estructuras nerviosas medulares y radiculares.

La estabilidad y la resistencia de la columna vertebral vienen dadas de manera intrínseca a través de los ligamentos, discos y músculos. La aplicación a la medicina de técnicas de ingeniería cada vez más precisas ha permitido conocer las propiedades mecánicas de diferentes estructuras de la columna.

5.3. PROPIEDADES BIOMECÁNICAS DE LAS ESTRUCTURAS VERTEBRALES

La biomecánica de la columna vertebral y los problemas relacionados con ella son un tema muy popular entre los investigadores. Actualmente se están desarrollando técnicas de computación avanzadas para modelar, simular y analizar el comportamiento de los segmentos de la columna. Los modelos computacionales son muy importantes en la reconstrucción de situaciones de impacto, tales como accidentes automovilísticos, donde sólo una pequeña gama de experimentos pueden llevarse a cabo. Las investigaciones clínicas también exigen un mayor nivel de apoyo de los modelos computacionales con el fin de ayudar en muchas aplicaciones tales como diagnósticos de lesiones e implementación de prótesis. [4]

El disco, los huesos y los ligamentos son materiales anisótropicos, es decir, sus propiedades mecánicas varían según la orientación con que se aplican las fuerzas. Por ello el estudio completo exige que los materiales se sometan a fuerzas de compresión, tracción, cizallamiento, rotación y a esfuerzos de fatiga.

5.4. DISCO INTERVERTEBRAL

Los discos intervertebrales constituyen del 20-33% de la altura total de la columna vertebral. En el disco intervertebral se distinguen tres partes: el núcleo pulposo, el anillo fibroso, y el extremo cartilaginoso del platillo.

El núcleo pulposo está localizado en su centro; se compone de una translúcida red de hilos fibrosos finos. Su contenido de agua es del 70-90%; es mayor al nacer y tiende a disminuir con la edad. Los núcleos lumbares ocupan del 30 al 50% del área discal en una sección transversal. Se han realizado experimentos en discos de cadáver que muestran el comportamiento viscoso del núcleo pulposo que actúa como un líquido, incluso cuando existen degeneraciones. Debido a la disposición de las láminas concéntricas del anillo fibroso, estas actúan como un muelle helicoidal que comprime el núcleo. Así, debido a sus propiedades viscosas y elásticas, el disco se comporta biomecánicamente como un elemento viscoelástico. De este modo, al someter un disco a compresión, este aumenta su resistencia y permite que la presión intradiscal sea mayor que la fuerza de la carga aplicada. [14]

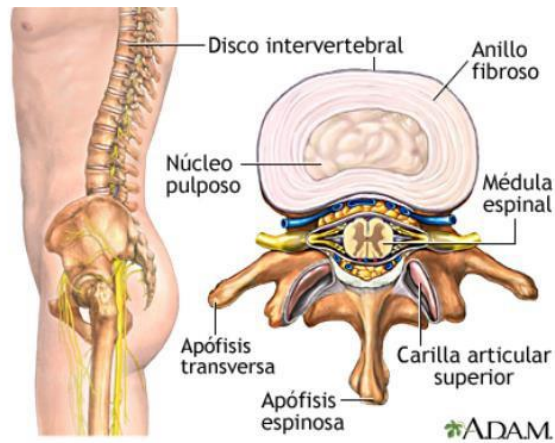


Figura 17 Disco intervertebral [15]

5.5. VÉRTEBRA

El diseño de la vértebra es el mismo en diferentes regiones de la columna vertebral, el tamaño y volumen aumenta desde la primera vértebra cervical hasta la última vértebra lumbar. Este hecho es una adaptación mecánica al aumento progresivo de las cargas a las cuales están sometidas las vértebras.

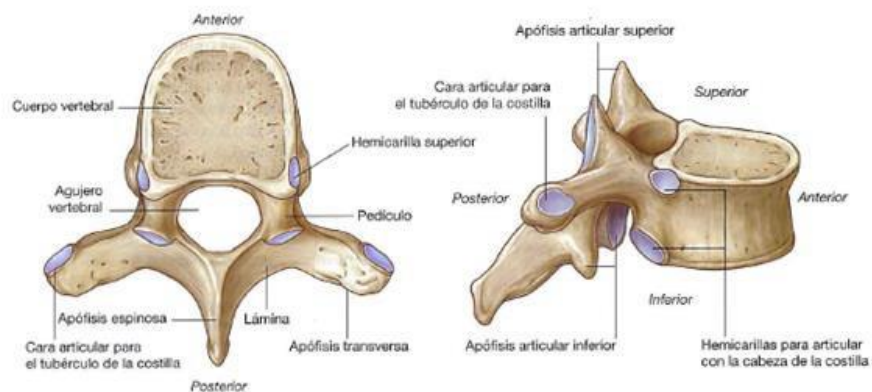


Figura 18 Vértebra [45]

5.6. CUERPO VERTEBRAL

El cuerpo vertebral soporta grandes esfuerzos antes de fracturarse, dada la enorme capacidad de absorción de energía que posee el hueso esponjoso. La resistencia de la vértebra disminuye con la edad, en especial a partir de los 40 años. Estudios demuestran que existe una correlación entre la resistencia y la masa ósea. Así, la pérdida progresiva de masas ósea se traduce en una menor resistencia. Una pérdida de masa del 25% supone una disminución de resistencia del 50%. [14]

5.7. APÓFISIS ARTICULARES

Las apófisis articulares cumplen diferentes funciones en el contexto biomecánico. En posición recta soportan un 18% de las fuerzas de compresión, y contribuyen a disminuir la presión intradiscal. En posición de sentado, sin respaldo, es decir, en ligera flexión de la columna, las carillas no actúan; de ahí que la presión intradiscal sea mayor en esta postura. En la posición de sentado con respaldo, se disminuye la presión en las apófisis articulares y también la fuerza de compresión en la parte posterior del anillo. Las carillas articulares protegen al disco de las fuerzas de cizallamiento y torsión, pero no están diseñadas para resistir la fuerza de compresión intervertebral, dicha función la asume el disco. [14]

5.8. ISTMO Y PEDÍCULOS

El istmo y pedículo se comportan como una unidad funcional y resisten cargas de hasta 100kg. Cuando se estudia el arco neutral ante fuerzas cíclicas en flexión, extensión o torsión, se observa que las tensiones se distribuyen en una zona común situada en la superficie interior del pedículo, en la unión con la lámina. [14]

5.9. MÚSCULOS LUMBARES

Los músculos de la espalda realizan diversas funciones biomecánicas, entre ellas: la extensión y mantenimiento del tronco erguido. Todos los movimientos que generan compresión o extensión lo realizan los músculos de la espalda. Aunque son músculos independientes trabajan generalmente como un conjunto, y por ello tienen una gran fuerza y resistencia. Es importante mantenerlos fuertes para evitar las típicas lesiones; hernias discales, escoliosis, cifosis, etc. [16]

5.9.1. MÚSCULO DORSAL ANCHO

Corresponde al músculo más grande, ancho y fuerte de todo el tronco. El dorsal ancho es un músculo plano y triangular, que cubre la región lumbar y las 6 últimas vértebras torácicas. Los fascículos del músculo se juntan en una fibra relativamente estrecha en forma de espiral, de tal modo que la inserción es más fuerte. [17]

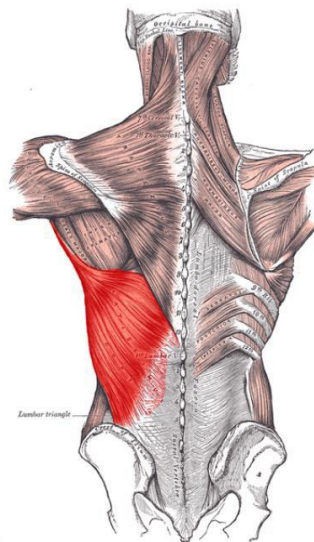


Figura 19 Músculo dorsal ancho [17]

5.9.2. MÚSCULO CUADRADO LUMBAR

Este músculo no pertenece al grupo abdominal, el cual cierra la pared posterior del abdomen; se origina en la última costilla y desciende hacia la cresta ilíaca y a las apófisis transversas de las vértebras lumbares. Lateraliza el tronco y eleva la cadera. [18]

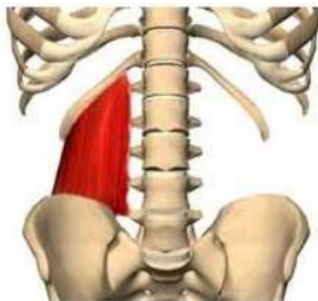


Figura 20 Músculos cuadrado lumbar [18]

5.9.3. MÚSCULO MULTÍFIDO

Los músculos multifidos se extienden desde el sacro y la columna lumbar hasta la columna cervical. Cada fascículo muscular se dirige de forma oblicua hacia arriba e interno insertándose en las espinosas vertebrales. La distancia entre vértebras que cubren depende de si es la parte superficial del músculo o bien la profunda. [19]

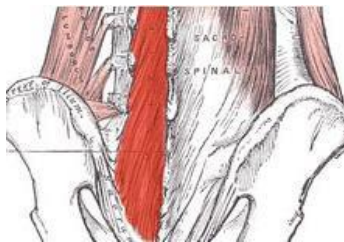


Figura 21 Músculo multifido [19]

5.10. BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL

Tanto la altura del disco y la longitud horizontal de la placa vertebral afectan la amplitud del movimiento alcanzable durante el movimiento plano sagital de la columna vertebral lumbar. El mayor rango de movimiento se produce con la combinación de dichas características.

Durante los movimientos de flexión, el anillo anterior de un disco lumbar se comprime, mientras que las fibras posteriores se estiran. Del mismo modo, el núcleo pulposo del disco se ablanda para controlar la flexión. [20]

El anillo posterior se extiende durante la flexión, mientras que el núcleo se comprime sobre la pared posterior. La combinación de estiramiento y la presión a este podría llegar a producir hernia discal o alguna otra lesión lumbar. El disco intervertebral puede verse fácilmente afectado durante una combinación de rotación y flexión, puesto que la carga se extiende a todas las fibras a la vez.

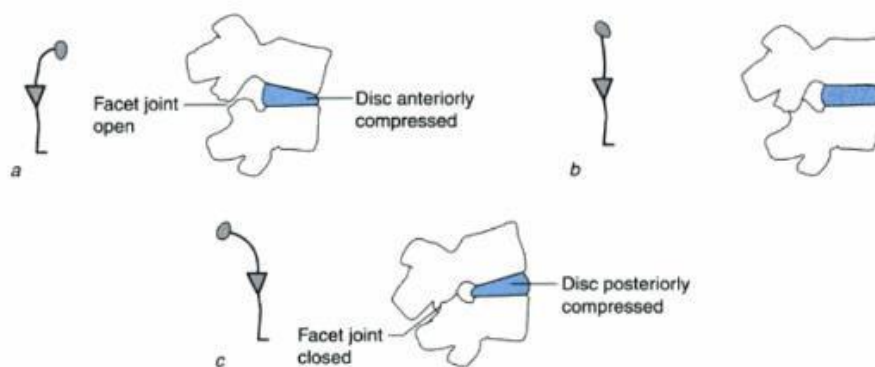


Figura 22 Orientación de la vértebra bajo a) flexión, b) posición natural, c) extensión [20]

Durante la extensión, las estructuras anteriores están bajo tensión, mientras que las estructuras posteriores se estiran y luego se comprimen. Los movimientos de extensión someten los cuerpos vertebrales a la rotación sagital, las apófisis articulares interiores se mueven hacia abajo, haciendo presión sobre la lámina de la vértebra inferior.

Durante la rotación, la resistencia a la torsión se proporciona por la orientación de las articulaciones facetarias, y por la cáscara de hueso cortical de los propios cuerpos vertebrales. Por otra parte, las fibras anulares del disco se estiran tanto como su orientación les permita.

La movilidad de cada uno de los segmentos vertebrales depende de la dirección del movimiento y de la geometría anatómica de la columna. Cada uno de los segmentos tiene restricciones en su movimiento, pero los 25 segmentos vertebrales en conjunto proporcionan a la columna la mayor movilidad de todo el cuerpo.

La flexibilidad de la columna vertebral y su capacidad para soportar cargas, plantea exigencias biomecánicas muy importantes para el cuerpo. La columna vertebral está adecuada para soportar cargas axiales; si se encuentra en estado saludable, puede absorber cargas considerables, y tolerar cargas extraordinarias. [21]

Las cargas son absorbidas por los cuerpos vertebrales y por los discos intervertebrales, siendo transferidas a las extremidades. Las superficies transversales de los cuerpos vertebrales y de los discos desde C1 hasta L5, son las encargadas de soportar la masa de la parte superior del tronco. Los discos intervertebrales pueden tolerar cargas de compresión muy altas gracias a la presión osmótica del núcleo. En este proceso se pierden hasta 10% de agua que se recuperan en la fase de descarga. [21]

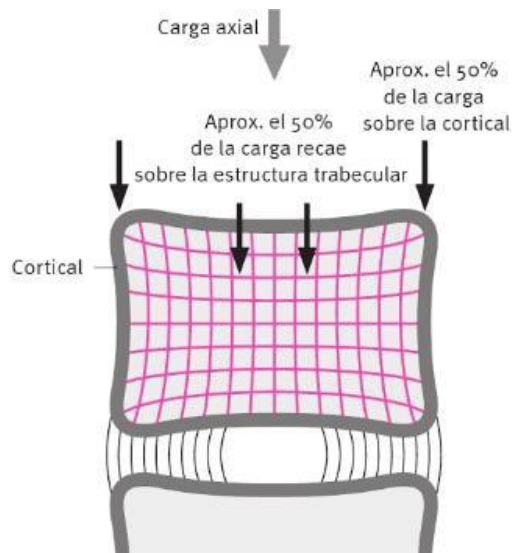


Figura 23 Distribución de las cargas axiales en el cuerpo vertebral [21]

5.10.1. ESFUERZO TENSIONAL

Este esfuerzo tensional viene dado por las fuerzas de reacción en los discos intervertebrales al tener que sostener una carga. La fuerza sufrida por la columna se hace máxima en la región L5/S1; la zona entre la quinta vértebra lumbar y la primera vértebra sacra. Esta región es la que soporta mayor carga mecánica y la cual tiene alto riesgo de lesión.

El cálculo de fuerzas en L5/S1 se basa en un modelo biomecánico bidimensional en el plano sagital. El modelo está formulado para calcular el esfuerzo lumbar a partir del peso corporal, la altura de la persona, la carga y la postura que adopta la persona al realizar el esfuerzo. [22]

Consideraciones para el diagrama de cuerpo libre:

VARIABLE:

P	Peso de la carga
L _p	Distancia del centro de gravedad a la unidad vertebral L5/S1
W	Peso del tronco, cuello, cabeza y brazos
L _w	Distancia del centro de gravedad de W a L _p
M	Fuerza que deben realizar los músculos lumbares para mantener esa posición
L _m	Distancia de inserción de los músculos lumbares a L _w
A	Angulo de inclinación de la espalda

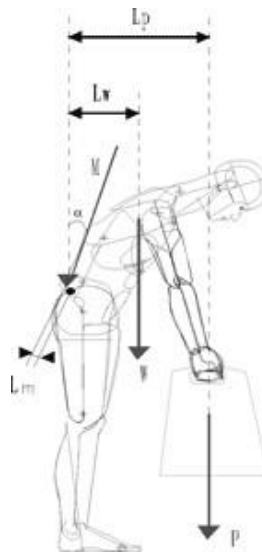


Figura 24 DCL Esfuerzo tensional [22]

Lo primero que debe conocerse es la fuerza realizada por los músculos lumbares. Para ello se aplica la ecuación de equilibrio de momentos respecto de L5/S1, donde el único valor desconocido es el de M:

$$\sum \tau = WxLw + PxLp - MxLm = 0 \quad (5-11-1)$$

El peso W se calcula a partir del peso corporal de la persona, ya que cada segmento corporal de un individuo puede expresarse como una proporción del peso total del cuerpo Wtotal:

$$W_{\text{tronco}} = 50\% \text{ de } W_{\text{total}} \quad (5-11-2)$$

$$W_{\text{cabeza + cuello}} = 8.4\% \text{ de } W_{\text{total}} = W_{\text{cab\&cue}} \quad (5-11-3)$$

$$W_{\text{brazo}} = 5.1\% \text{ de } W_{\text{total}} \quad (5-11-4)$$

La distancia Lw se calcula, según la postura adoptada, a partir de los centros de gravedad de cada uno de los segmentos corporales que intervienen; la situación de estos centros de gravedad se puede conocer en la literatura:

$$Lw = \frac{(W_{\text{tronco}} \times L_{\text{tronco}}) + (W_{\text{cab\&cue}} \times L_{\text{cab\&cue}}) + (W_{\text{brazos}} \times L_{\text{brazos}})}{W_{\text{tronco}} + W_{\text{cab\&cue}} + W_{\text{brazos}}} \quad (5-11-5)$$

El peso de la carga a sostener P y la distancia de la misma L_p se calculan directamente. En cuanto a la distancia desde el punto de inserción de los músculos lumbares a la unidad vertebral L5/S1, L_m , se estima de la literatura a partir de estudios médicos en unos 5 cm.

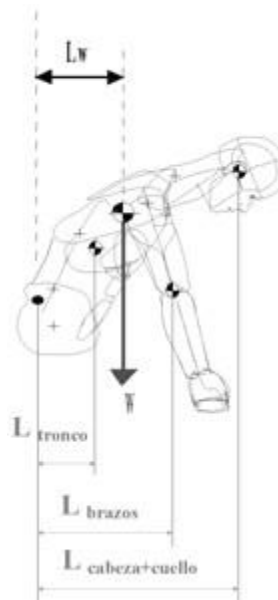


Figura 25 Distancias postura [25]

Una vez conocida la fuerza realizada por los músculos lumbares sólo resta calcular las tensiones mecánicas existentes en el disco intervertebral L5/S1:

C: Fuerza de compresión (normal).

S: Fuerza de cortante (tangencial).

Se calculan a partir de las ecuaciones de equilibrio de fuerzas en los ejes paralelo y perpendicular a la columna vertebral:

$$\sum F_x = W_x \sin \alpha + P_x \sin \alpha - S = 0 \quad (5-11-6)$$

$$\sum F_y = M + W_x \cos \alpha + P_x \cos \alpha - C = 0 \quad (5-11-7)$$

De estas dos ecuaciones se obtienen los valores de la fuerza de compresión C y de la de la cortante S que soporta el disco intervertebral L5/S1, ya que el resto de variables son conocidas.

Como dato estimativo el NIOSH, National Institute of Occupational Safety and Health, recomienda un valor máximo para la fuerza de compresión de 3.400 N para hombres y un 25% menos para mujeres. En cuanto al cortante, los valores permisibles son bastante menores, fijándose el límite en unos 1.750 N. [22]

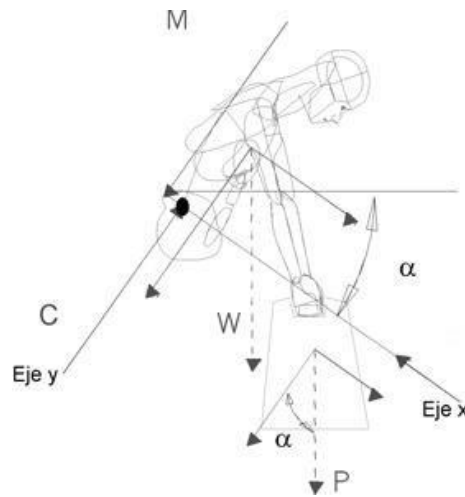


Figura 26 DCL cálculo de fuerzas [22]

Durante la flexión lateral del tronco, el movimiento puede estar centrado principalmente en la columna dorsal o lumbar. Las formas de las carillas articulares en la columna dorsal permiten la flexión lateral, esta se encuentra restringida por la caja torácica en un grado variable según la persona. Los sistemas espino transversales y transversos espinal de los músculos erectores de la columna, junto con la musculatura abdominal, actúan en la flexión lateral de la columna.

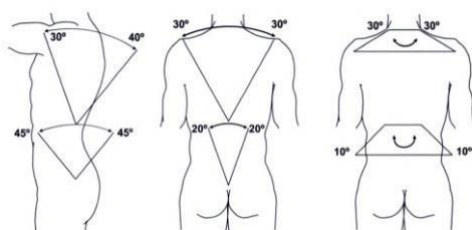


Figura 27 Movilidad global de la columna [14]

La rotación se combina con la flexión lateral del tórax, también se produce un patrón combinado de rotación y flexión lateral en la columna lumbar. La rotación tiene lugar tanto en la columna dorsal como a nivel lumbosacro. La rotación lumbar, con excepción del nivel lumbosacro, es mínima debido a la orientación de las carillas articulares. Durante la rotación, la musculatura posterior y la abdominal actúan a los dos lados de la columna, cooperando la musculatura con la contralateral. El movimiento pélvico es fundamental para aumentar la rotación del tronco.

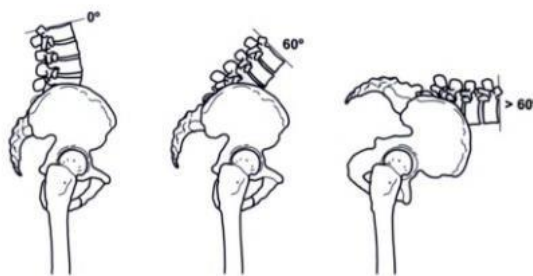


Figura 28 Ángulos de flexión de la columna lumbar [14]

5.10.2. MECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL.

La columna vertebral es una compleja estructura anatómica que proporciona el marco básico del cuerpo y protege la médula espinal. Se han utilizado diversos métodos para estudiar la estructura y las funciones biomecánicas de la columna vertebral. La mayoría de estas técnicas usan datos de cadáveres o animales y no abordan el problema de la variación entre los pacientes [8].

Cuando el cuerpo realiza un movimiento, en la columna vertebral se generan diferentes fenómenos que están relacionados con las fuerzas que actúan sobre la misma. Los elementos que conforman la columna (Vertebras, discos intervertebrales, ligamentos y músculos) presentan propiedades diferentes y adaptables, ya que cambian con el tiempo y según las exigencias de uso. En consecuencia, dichos elementos tienen en común que son materiales compuestos definidos como anisótropos [23], lo que implica que sus propiedades varían de acuerdo a la dirección de referencia.

La columna vertebral en primera instancia se puede modelar mecánicamente mediante la ley de Hooke [24], de tal forma que el comportamiento de las vértebras, los ligamentos y los discos intervertebrales queda modelado como un sistema masa resorte con amortiguamiento. Tal modelo se considera una aproximación funcional para el análisis de aspectos generales del comportamiento de la columna vertebral, debido a que todo el modelo está basado en un comportamiento lineal. La figura 29 muestra un modelo del cuerpo humano simplificado en términos de amortiguadores y resortes.

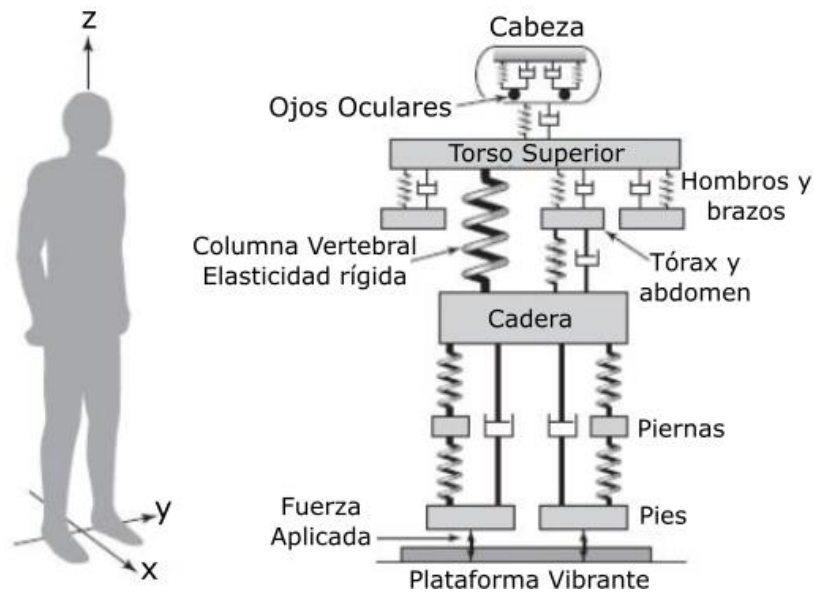


Figura 29 Modelado del cuerpo humano

Los elementos con forma de zigzag representan resortes y los elementos paralelos a los resortes representan amortiguamiento. Los rectángulos representan elementos de apoyo o soportes.

El modelo descrito previamente representa el comportamiento ideal de los componentes de la columna vertebral, para definir un modelo con mayor fidelidad, es necesario contemplar con mayor detalle las propiedades de los elementos de la columna vertebral, un ejemplo claro es el disco intervertebral lumbar, el cual es un tejido viscoelástico situado en el centro de dos cuerpos vertebrales, que es la estructura cartilaginosa más grande en el cuerpo humano que contribuye a la flexibilidad y soporte de carga en la columna vertebral. Pueden transferir cargas de trabajo, equilibrar el cuerpo, estabilizar la columna vertebral y absorber la vibración [25], [26]. Su comportamiento se puede aproximar utilizando los modelos de Maxwell [27], Kelvin [28] o Burgers [29], que se expresan en términos de resortes y amortiguadores.

5.10.3. MODELAMIENTO DE TEJIDO BIOLÓGICO.

En la realización de estudios biomecánicos, los tejidos biológicos son tratados como materiales de ingeniería, aplicando métodos y principios de ingeniería para su estudio. Sin embargo, los tejidos vivos tienen características diferentes a los materiales de ingeniería, por ejemplo, los tejidos vivos pueden ser autoadaptables y autorreparables. Es decir, pueden adaptarse a la demanda mecánica cambiante alterando sus propiedades y repararse a sí mismos. Las propiedades mecánicas de los tejidos vivos tienden a cambiar con la edad. La mayoría de los tejidos biológicos son materiales compuestos con propiedades anisotrópicas y no homogéneas. En otras palabras, las propiedades mecánicas de los tejidos vivos pueden variar de un punto a otro dentro del tejido, y su respuesta a las fuerzas aplicadas en diferentes direcciones puede ser diferente. Además, casi todos los tejidos biológicos son de naturaleza viscoelástica. Los materiales viscoelásticos, presentan una deformación y recuperación paulatina cuando son sometidos a una carga y descarga. La respuesta de tales materiales depende de la rapidez con la que se aplique o retire la carga, y el grado de deformación depende de la velocidad a la que se apliquen las cargas que causan la deformación. Viscoelasticidad se compone de dos palabras: viscosidad y elasticidad. La viscosidad es una propiedad fluida y es una medida de la resistencia al flujo. La elasticidad, por otra parte, es una propiedad material sólida. Por lo tanto, un material viscoelástico es aquel que posee propiedades tanto sólidas como fluidas [30].

Un material elástico tiene una relación tensión-deformación única que es independiente del tiempo o de la velocidad de deformación. Los materiales viscoelásticos muestran un comportamiento del material dependiente del tiempo. La respuesta de un material viscoelástico a una tensión aplicada no sólo depende de la magnitud de la tensión, sino también de la rapidez con la que se aplica o elimina la tensión del material. Por lo tanto, la relación tensión-esfuerzo para un material

viscoelástico no es única, sino que es una función del tiempo o de la velocidad a la que se desarrollan las tensiones y tensiones en el material. Para un cuerpo elástico, la energía suministrada para deformar el cuerpo se almacena en el mismo como energía potencia. Dicha energía está disponible para devolver el cuerpo a su tamaño y formas originales una vez que el estrés aplicado es eliminado. Por otra parte, en un cuerpo viscoelástico parte de la energía de la tensión se almacena en el cuerpo como energía potencial y otra parte de la misma se disipa como calor. De esta forma una vez que la carga aplicada es eliminada, la energía potencial almacenada está disponible para recuperar la deformación del material, pero no hay energía disponible para que vuelva a su forma original [30].

Los resortes y los amortiguadores constituyen los componentes básicos de los análisis de modelos viscoelásticos. Los resortes y amortiguadores conectados entre sí en varias formas se utilizan para construir modelos viscoelásticos empíricos. Los resortes se utilizan para dar cuenta del comportamiento sólido elástico y los amortiguadores se utilizan para describir el comportamiento del fluido viscoso. Se supone que una fuerza (estrés) aplicada constantemente produce una deformación (tensión) constante en un resorte y una tasa de deformación (tensión) constante en un punto de ataque. La deformación en un resorte es completamente recuperable al liberar las fuerzas aplicadas, mientras que la deformación que sufre el amortiguador es permanente [30].

El modelo de Maxwell se forma conectando en serie un elemento elástico y un elemento viscoso como se ve en la figura 30.

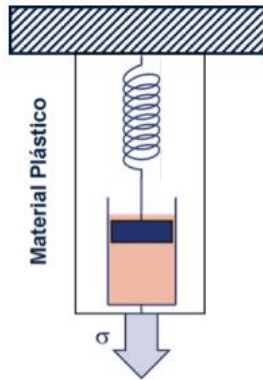


Figura 30 Representación del modelo de Maxwell

El modelo de Maxwell con relación a la fluencia estima la deformación elástica inicial pero la fluencia viscosa es lineal con el paso del tiempo, lo cual implica que no se ajuste a la realidad. Sin embargo, el modelo de Maxwell es considerado un modelo de fácil interpretación y análisis, que sirve como base para sistemas complejos [31]. El modelo de Kelvin-Voigt es un sistema conformado por un resorte y un amortiguador conectados en paralelo, los cuales simulan la deformación viscoelástica. El modelo se ilustra en la figura.

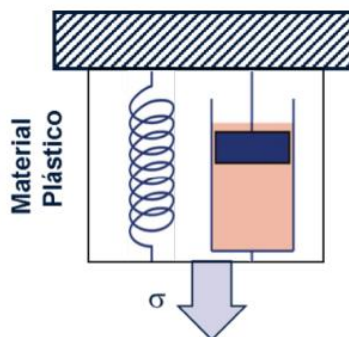


Figura 31 Representación esquemática del modelo de Kelvin-Voigt

La expresión básica del modelo Kelvin-Voigt, explica de forma aproximada el comportamiento real de cómo es la fluencia, teniendo en cuenta una fluencia de tipo exponencial en función del tiempo. Lo cual, no es considerado en el modelo de Maxwell. Por el contrario, el modelo de Kelvin-Voigt no explica la deformación instantánea, mientras que el modelo de Maxwell ofrece una buena aproximación de la deformación elástica inicial. En conclusión, el modelo de Maxwell explica de forma acertada la deformación inicial elástica, pero falla en el modo en que ocurre la deformación creciente, puesto que la realidad demuestra que esta no es lineal sino exponencial. Por otra parte, el modelo de Kelvin-Voigt explica el crecimiento de la deformación de tipo exponencial, pero no es capaz de determinar una deformación inicial [31].

Para evaluar biomecánicamente las opciones de tratamiento para las enfermedades relacionadas con la columna vertebral y obtener una mejor comprensión de su comportamiento biomecánico, existen las metodologías In vitro, In vivo e In Silico. La metodología in silico es la más utilizado para realizar estudios de la biomecánica de la columna vertebral en la actualidad [26], basándose particularmente en el análisis de elementos finitos. El análisis de elementos finitos es una técnica de ingeniería estándar generalmente utilizada en el diseño de aviones, máquinas y puentes. Utilizando un software especial es posible modelar estructuras complejas, dividiéndolas en numerosos elementos finitos simples, cada uno de los cuales es fácil de caracterizar y modelar matemáticamente. Es un método numérico para resolver problemas de ingeniería y física matemática que ha sido aplicado durante los últimos 40 años para simular el comportamiento mecánico de los huesos [23], [32]. El modelado y cálculo de elementos finitos puede ser aplicado para mostrar características biomecánicas detalladas de la zona lumbar y proporcionar parámetros intrínsecos (estrés, deformación, energía de deformación, etc.). Se han desarrollado modelos de elementos finitos de la columna vertebral para evaluar las

intervenciones quirúrgicas y también para investigar el riesgo de fractura en las vértebras y la progresión de la degeneración en los discos intervertebrales. Para llevar a cabo los estudios in silico, es utilizado el método computacional basado en imágenes TAC (Tomografía Axial Computarizada). Este método permite generar un modelo geométrico y un modelo de elementos finitos para la vértebra de un sujeto específico. El modelo geométrico derivado de las imágenes de TAC representa las características tridimensionales de la anatomía de la vértebra. El modelo geométrico obtenido es posteriormente transformado en un modelo de elementos finitos con propiedades de material, condiciones de contorno e interacciones entre modelos de elementos múltiples, el cual permite obtener la tensión y la distribución de tensiones de toda la estructura mediante el estudio de la relación entre el desplazamiento de partículas y la fuerza de cada elemento [32], [33], [26]. El análisis de elementos finitos facilita el proceso de diseño de prototipos, logrando que sean completamente probados antes de que se fabrique un producto final y proporciona información que puede ser utilizada en aplicaciones biomédicas, lo que reduce la dependencia de experimentos con animales y cadáveres llegando a ser un complemento invaluable en los estudios clínicos [8].

5.10.4. CARACTERIZACIÓN MECANICÁNICA DEL HUESO

La mecánica y la ciencia de materiales estudian los efectos y la relación entre las fuerzas aplicadas sobre una estructura o cuerpo rígido y la deformación producida. El hueso es el elemento estructural primario del cuerpo humano. Los huesos forman los bloques de construcción del sistema esquelético que protege los órganos internos, proporciona enlaces cinemáticos, proporciona sitios de unión muscular y facilita las acciones musculares y los movimientos corporales. El hueso tiene propiedades estructurales y mecánicas únicas que le permiten llevar a cabo dichas funciones. En comparación con otros materiales estructurales, el hueso es también

único en cuanto que se repara por sí mismo. Además, puede alterar su forma, comportamiento mecánico y propiedades mecánicas para adaptarse a los cambios en la demanda mecánica. Los principales factores que influyen en el comportamiento mecánico del hueso son la composición ósea, las propiedades mecánicas de los tejidos que componen el hueso, el tamaño y la geometría del hueso y la dirección, magnitud y velocidad de las cargas aplicadas. En términos biológicos, el hueso es un tejido conectivo que une varios elementos estructurales del cuerpo. En términos mecánicos, es un material compuesto con varias fases sólidas y fluidas. El hueso está conformado por células, una matriz mineral orgánica de fibras y una sustancia básica que rodea a las fibras de colágeno. Contiene sustancias inorgánicas en forma de sales minerales. El componente inorgánico del hueso lo hace duro y relativamente rígido, y su componente orgánico proporciona flexibilidad y resistencia. La composición ósea varía según la especie, la edad, el sexo, el tipo de hueso, el tipo de tejido óseo y la presencia de enfermedades óseas. A nivel macroscópico, todos los huesos están formados por dos tipos de tejidos. El tejido óseo cortical o compacto es un material denso que forma la concha externa (corteza) de los huesos y la región diafisaria de los huesos largos. El tejido óseo esponjoso o trabecular consiste en placas delgadas (trabéculas) en una estructura de malla suelta que está encerrada por el hueso cortical. Los huesos están rodeados por una membrana fibrosa densa llamada periostio [30].

El hueso es un material no homogéneo porque consta de varias células, sustancias orgánicas e inorgánicas con diferentes propiedades de material. Es un material anisotrópico porque sus propiedades mecánicas son diferentes en diferentes direcciones. Es decir, la respuesta mecánica del hueso depende tanto de la dirección como de la magnitud de la carga aplicada. Por ejemplo, la resistencia a la compresión del hueso es mayor que su resistencia a la tracción. El hueso posee propiedades viscoelásticas del material. La respuesta mecánica del hueso depende de la velocidad a la que se aplican las cargas. Puede resistir cargas de aplicación

rápida mucho mejor que las cargas de aplicación lenta. En otras palabras, el hueso es más rígido y más fuerte a mayores velocidades de deformación [30] .

La figura 32 presenta el diagrama de tensión-deformación de tracción para el hueso cortical. La curva se traza utilizando los promedios del módulo elástico, el módulo de endurecimiento por deformación, la tensión máxima y los valores de deformación máximos determinados para el hueso cortical femoral humano sometido a pruebas de uso cortical bajo cargas de tracción y compresión aplicadas en dirección longitudinal a una velocidad de deformación moderada. La curva de la Figura 1 tiene tres regiones distintas. En la región inicial de elasticidad lineal, la curva es casi una línea recta y la pendiente de esta línea es el módulo elástico del hueso, que es aproximadamente 17GPa. En la región intermedia, el hueso presenta un comportamiento no lineal del material elastoplástico. En dicha región también se produce producción de material. En la región final, el hueso exhibe un comportamiento plástico lineal del material y el diagrama tensión-deformación es otra línea recta. La pendiente de esta línea es el módulo de endurecimiento por deformación del tejido óseo, que es de aproximadamente 0,9 GPa. El hueso se fractura cuando la tensión de tracción es de unos 128 MPa, para lo cual la tensión de tracción es de unos 0,026. Los módulos elásticos y los valores de resistencia ósea dependen de muchos factores, incluyendo las condiciones de prueba como la velocidad a la que se aplican las cargas [30].

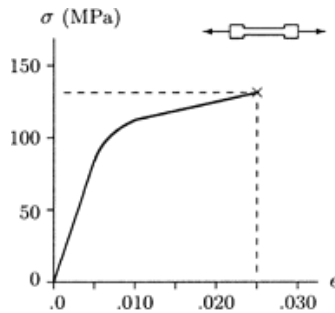


Figura 32 Diagrama tensión-deformación de tracción para el hueso cortical humano cargado en la dirección longitudinal

El periostio cubre todo el hueso excepto las superficies articulares que están cubiertas con cartílago articular. [34].

La cantidad de hueso se define como la masa mineral o contenido mineral óseo (CMO, en g), expresada normalmente por unidad de área como densidad mineral ósea (DMO, en g/cm²), parámetro de referencia que se utiliza hoy en día para determinar la resistencia ósea. Según H.M. Frost (1987) [35], las propiedades geométricas y materiales óseas están interrelacionadas mediante un mecanismo retroalimentado. Así mismo, las propiedades estructurales están determinadas por las propiedades materiales y arquitectónicas [36], por lo que cualquier cambio en las propiedades estructurales debe explicarse con cambios en las propiedades arquitectónicas, materiales, o en ambas. De ahí que las variables densitométricas (CMO, DMO) resulten muchas veces insuficientes para determinar las propiedades mecánicas del hueso. Hoy en día se acepta el hecho de que la resistencia de un hueso está determinada por la integración de dos variables: la cantidad y la calidad ósea [37].

A continuación, se presenta una revisión de los conceptos básicos de la mecánica de materiales que resultan clave para comprender cualquier determinación o estimación de la resistencia biomecánica del hueso.

CARGA Y DESPLAZAMIENTO

Según el trabajo de An, Barfield, & Draughn (1999), la fuerza (force, F) o carga (load, P) es un vector con una magnitud, dirección y punto de aplicación, que cuando actúa sobre un cuerpo cambia la velocidad o la forma del mismo. En Sistema Internacional de Unidades se mide en Newton (N). Según el ángulo y la forma de aplicación de la fuerza, ésta puede clasificarse en compresión (*compression*, cuando el cambio en la forma del objeto se manifiesta en forma de acortamiento), tracción o tensión (*tension*, si se manifiesta en forma de alargamiento) y corte o cizalladura (*shear*, si produce cizallamiento del objeto). Aunque estos son los tres tipos de fuerzas puras, en biomecánica suelen aparecer muy a menudo las fuerzas de flexión (*bending*, que producen la curvatura del objeto) (Figura 32). Los esfuerzos de flexión son realmente esfuerzos de tracción-compresión de dirección normal a la fuerza aplicada. La flexión tiene lugar comúnmente en los huesos del esqueleto axial, provocando fuerzas de tracción y alargamiento en la cara convexa del hueso, y fuerzas de compresión y acortamiento en la cara cóncava [38].

Los diferentes tipos de fuerza a los que puede someterse un hueso se ilustran en la figura 33. Las fuerzas que se categorizan como fuerzas puras son: las fuerzas de compresión, tracción y corte; mientras que la flexión es resultado de la combinación de varios tipos de fuerzas que actúan simultáneamente. El contorno de color gris indica la geometría inicial de la muestra, mientras que el contorno de color negro muestra su forma al aplicarse la fuerza indicada [34].

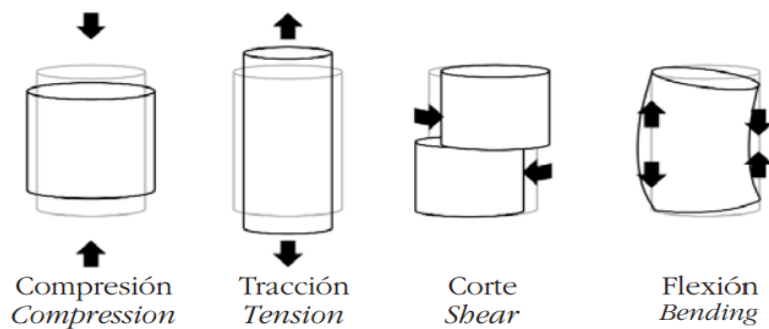


Figura 33 Tipos de fuerza a los que puede someterse un hueso

ESFUERZO Y DEFORMACIÓN

Según Currey (2001) [39] [38] el esfuerzo (stress, σ) es la resistencia interna de un objeto a una fuerza que actúa sobre él, y se mide en pascales (Pa), siendo 1 Pa una fuerza de 1 N distribuida en una superficie de 1 m². En el caso del hueso, los valores fisiológicos de interés se encuentran en el intervalo de millones de pascales (*megapascales*, MPa). La deformación (*strain*, ϵ) es el otro concepto necesario para describir el comportamiento mecánico de los materiales y representa los cambios en las dimensiones del objeto sometido a la fuerza.

De este modo, al someter un cuerpo a la acción de una fuerza, el cuerpo es capaz de devolver toda la energía empleada en deformarlo una vez cesa dicha fuerza (comportamiento elástico). Sin embargo, en algunas circunstancias esto no es posible, resultando irreversible la deformación sufrida (comportamiento plástico). Por ejemplo, en la Figura 33 se muestra cómo se comporta el hueso si lo sometemos a la acción progresiva de una fuerza, de esta manera se producen los dos tipos de deformación de forma sucesiva, por lo que se dice que el hueso presenta un comportamiento elástico-plástico.

Analizando la figura 34, se presenta la curva carga-desplazamiento (izquierda) y curva esfuerzo-deformación (derecha) tras la normalización de la primera empleando las dimensiones del objeto. El punto de transición entre la región elástica y la región plástica se denomina punto de vencimiento o cesión (*yield point*), que corresponde con la deformación de vencimiento (*yield strain*, ϵ_y) y con el esfuerzo de vencimiento o resistencia elástica máxima (*yield stress*, σ_y), que estima la capacidad de un material de deformarse sin sufrir microfisuras.

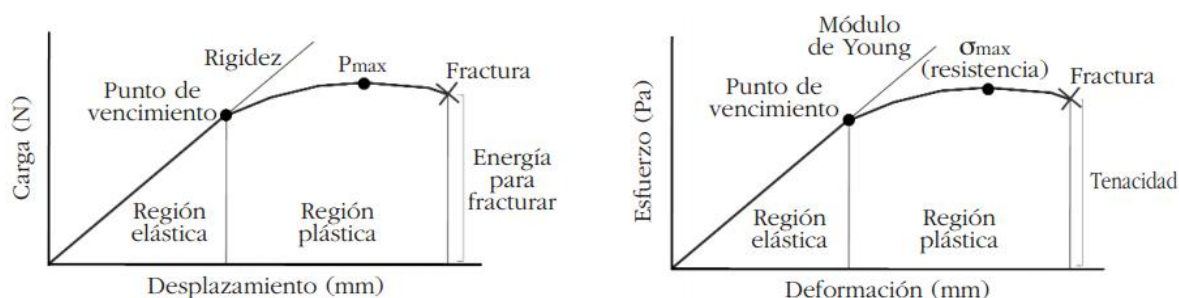


Figura 34 Principios biomecánicos empleados en la determinación de las propiedades mecánicas del hueso

Las propiedades mecánicas de un material, son todas aquellas características que permiten diferenciarlo de otros, desde el punto de vista del comportamiento mecánico. En este trabajo vamos a describir la rigidez y flexibilidad; y la resistencia de los materiales.

RIGIDEZ Y FLEXIBILIDAD

La rigidez es una característica de los materiales que hace que se necesiten grandes esfuerzos para inducir una pequeña deformación elástica en el material. Corresponde a la pendiente de la región elástica de la curva carga-desplazamiento o de la curva esfuerzo-deformación (módulo de elasticidad o de Young. La flexibilidad es la propiedad opuesta a la rigidez. Un material flexible es aquél que

muestra una gran deformación en la zona elástica, antes de alcanzar la zona plástica. Un material con un módulo de Young pequeño sufrirá grandes deformaciones con pequeños esfuerzos, mientras que un material con un módulo de Young elevado sufrirá pequeñas deformaciones con grandes esfuerzos [30].

RESISTENCIA

Podemos inferir que las características obtenidas de la curva carga-desplazamiento (fuerza máxima, desplazamiento máximo, rigidez extrínseca y trabajo de rotura) proporciona información relativa a las propiedades mecánicas extrínsecas o estructurales, referidas al hueso como estructura. Sin embargo, la información que se obtiene de la curva esfuerzo-deformación (esfuerzo máximo, deformación máxima, módulo de Young y tenacidad) se refiere al tejido óseo como material, conociéndose como propiedades biomecánicas intrínsecas o materiales.

Respecto a los conceptos referidos de las dimensiones del material tenemos el coeficiente de Poisson, si se somete un objeto a una fuerza de compresión uniaxial, sus dimensiones disminuyen en la dirección de la fuerza (dirección longitudinal) y aumentan en la dirección transversal. Si, por el contrario, aplicamos sobre el objeto una fuerza de tracción o tensión, las dimensiones del objeto disminuyen en la dirección transversal y aumentan en la longitudinal (Figura 1). La relación entre las dos deformaciones viene dada por el coeficiente de Poisson [38]

El hueso es una geometría complicada compuesta por material no homogéneo, anisotrópico, no lineal y viscoelástico, una de las mayores dificultades es definir de forma precisa la geometría y las propiedades del hueso, por lo que diferentes investigadores han destacado sus trabajos en este tema. Una primera aproximación para modelar huesos fue la ley de comportamiento óseo de Julius Wolff en 1892, quien sostuvo que el hueso debe su forma, densidad y propiedades a un proceso

evolutivo de manera que éste se forma y transforma según las cargas a las cuales está sometido, hasta poder soportar dichas cargas de una forma óptima [40].

Weaver y Chalmers (1966) fueron los primeros investigadores que publicaron sobre la influencia de la densidad ósea relacionada con la edad de diferentes pacientes y el esfuerzo de fractura a compresión del hueso trabecular de las vértebras. Ellos demostraron que el esfuerzo de fractura está relacionado con el contenido de mineral del hueso y es independiente de la edad y del sexo del paciente [41]. Las mediciones de la densidad ósea han permitido determinar la relación que existe entre la densidad y las propiedades mecánicas del hueso. Se ha realizado investigaciones entorno a relacionar estas dos propiedades por medio de las tomografías axiales computarizadas.

Entre los avances que se han realizado en esta dirección se puede nombrar el trabajo de Keyak, en 1990, quien presentó un método basado en una caja de pixeles, para generar un modelo 3D para pacientes específicos, donde tanto la geometría como las propiedades del hueso son extraídas de tomografías axiales computarizadas. El método de ellos utiliza elementos cúbicos de ocho nodos con funciones de interpolación lineales, tres grados de libertad traslaciones por nodo y propiedades de material isotrópicas [42].

Marom y Linden en 1990 utilizaron datos de TAC para generar un modelo tridimensional del hueso. Ellos reconstruyeron las secciones transversales de imágenes pixel por pixel, de manera que gracias a la información del TAC podrían obtener acceso directo a los datos compuestos de las estructuras óseas [43].

Kullmer en 1998 desarrolló diferentes subrutinas para el modelado óseo a partir de TAC, proponiendo dos métodos: el primero en el cual se extrae la superficie de las imágenes y se malla el sólido con un software comercial y el segundo donde se

construye una malla de hexaedros donde cada pixel representa un elemento. En este último caso, se generó un algoritmo para reducir el número de elementos y suavizar la superficie. Cada uno de los métodos tiene ventajas y desventajas, y se utilizan dependiendo de las necesidades que requiera el modelo [44].

Keyak en 1994 consideró que era necesario unificar todas las relaciones entre la densidad, el módulo de elasticidad y el esfuerzo del hueso trabecular que hasta entonces se habían publicado, y llegó a la conclusión de que todas las ecuaciones existentes en la literatura proporcionan la misma relación luego de ser convertidas a una misma base y reafirmando que las Tomografías Axiales Computarizadas son apropiadas para determinar las propiedades mecánicas siempre y cuando se calibren adecuadamente las imágenes [45].

5.11. LESIONES LUMBARES

La espalda se encuentra en la parte posterior del cuerpo y comprende el espacio entre el cuello y el glúteo. En la parte central se encuentra la columna formada por vértebras que permiten el movimiento del cuerpo y actúan de soporte. Es común que se produzcan lesiones de tipo muscular a este nivel secundario a traumatismo o contracturas. No obstante, hay otras lesiones en la espalda que, pese a ser menos comunes, pueden ocasionar dolor crónico y complicaciones a largo.

Por este motivo es fundamental conocer los métodos de prevención de lesiones de espalda y estar conscientes de las alternativas para su debido tratamiento como lo son: los centros de entrenamiento deportivo, manejos farmacológicos, intervencionistas, quirúrgicos y los métodos diagnósticos especializados. [46]

5.11.1. DEGENERACIÓN DEL DISCO INTERVERTEBRAL

La degeneración del disco es el deterioro y la remodelación de las propiedades físicas y químicas de los tejidos, describe síntomas de dolor o entumecimiento irradiado. Pacientes con dicha degeneración deben ser tratados para evitar la degeneración total del disco y la progresión de la enfermedad.

Existen varias teorías que explican la posible degeneración del disco: mecánicas, químicas, por edad, autoinmune, hereditarias e incluso factores genéticos. Hoy en día existen entidades que se encargan de investigar dicha patología para entender el rol que juega la vida cotidiana en la degeneración de disco. Científicos e ingenieros estudian factores biomecánicos que podrían llegar a afectar el sistema óseo disco ligamentario de la columna.

Todos los días las estructuras lumbares de la espina están constantemente siendo sometidas a cargas. La degeneración del disco afecta tanto la geometría como las propiedades de dichos cuerpos. Si la geometría cambia se espera que se disminuya la flexibilidad, mientras que al cambiar las propiedades del material puede que incremente. La medida en que cada uno de estos factores afecta el comportamiento en la columna también depende de la dirección de la carga. Por dichas razones es necesario realizar pruebas biomecánicas que incluyan tanto los modelos de carga simples y como los complejos.

Con esta patología, el disco se hace más rígido, sufre una pérdida creciente de elasticidad, movilidad y capacidad de distribución de cargas. Disminuye la capacidad de imbibición del núcleo, el disco se deshidrata y en consecuencia la concentración de colágeno aumenta.

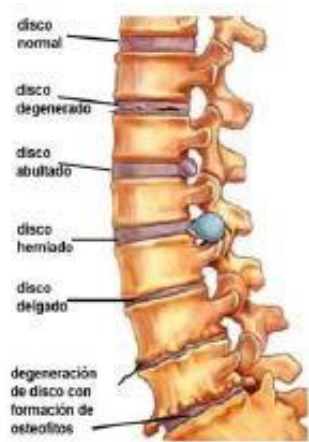


Figura 35 Degeneración del disco [46]

5.11.2. ENVEJECIMIENTO DE LOS DISCOS INTERVERTEBRALES

El disco intervertebral, como cualquier otro tejido del organismo, está sometido a cambios fisiológicos de crecimiento y envejecimiento, el disco a partir de los 20 años empieza a envejecer, se deshidrata progresivamente, aumenta su rigidez y siendo no tan clara la diferencia entre núcleo pulposo y anillo fibroso. Uno de los fenómenos más significativos es la calcificación de las placas terminales que produce una fuerte reducción de su permeabilidad y en consecuencia una disminución de nutrientes, un aumento de muerte celular y un incremento en la presión interna del núcleo. [47]



Figura 36 Disco joven y envejecido [47]

5.11.3. ESCOLIOSIS

La escoliosis es una curvatura lateral de la columna vertebral en la que tanto los discos intervertebrales como los cuerpos vertebrales están acñados. Se suele asociar a torsión o rotación de la columna. La escoliosis suele ser ocasionada por defectos congénitos de la columna o surgir secundariamente a trastornos como la distrofia neuromuscular. Sin embargo, en la mayor parte de los casos la causa es desconocida, por lo que se denomina escoliosis idiopática. [47]



Figura 37 Escoliosis

5.11.4. ESPONDILOLISTESIS

La espondilolistesis es un desplazamiento horizontal hacia adelante de una vértebra con relación a otra. Puede ser consecuencia de una fractura en el puente óseo que conecta la porción anterior y posterior de la vértebra. El disco intervertebral situado entre estas dos vértebras está estirado y sometido a cargas anormales. La matriz de este disco y en menor grado, de los discos adyacentes, muestra cambios degenerativos en su composición como pérdida de agua y de proteoglicanos.

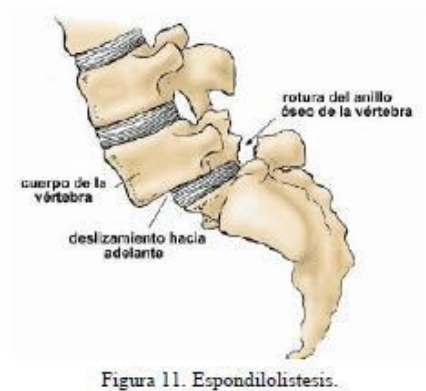


Figura 38 Espondilolistesis

5.11.5. ESPONDILÓLISIS

Consiste en la rotura de la lámina de la vértebra, de tal forma que la articulación facetaria queda separada del resto. La vértebra que se afecta más frecuentemente es la quinta lumbar, seguida por la cuarta. En la mayoría de los casos en los que la espondilólisis afecta la cuarta lumbar existe una sacralización de la quinta lumbar.

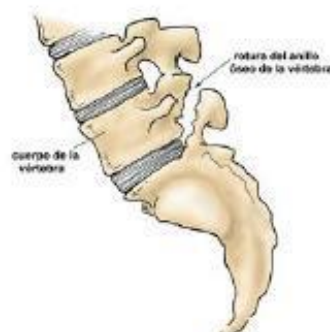


Figura 39 Espondilólisis

5.11.6. ESTENOSIS ESPINAL

El estrechamiento del canal vertebral que se produce en la estenosis espinal ocasiona compresión mecánica de las raíces de los nervios espinales, con lo que da lugar a síntomas como debilidad, alteración de los reflejos, dolor o pérdida de la sensibilidad o en ocasiones, no presentar síntomas. El estrechamiento del canal puede, a su vez, estar causado por diversos factores, incluida la protrusión del disco intervertebral en el espacio del canal, la formación de hueso nuevo en las superficies articulares y la presencia de artritis con inflamación de otros tejidos conjuntivos blandos.

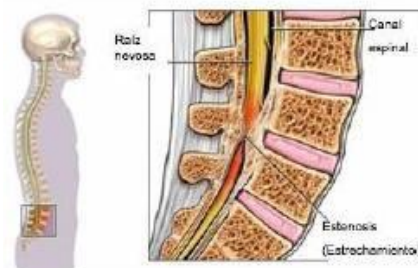


Figura 40 Estenosis espinal

5.11.7. ESPINA BÍFIDA

La espina bífida es una malformación congénita del tubo neural, que se caracteriza porque uno o varios arcos vertebrales posteriores no se fusionan correctamente durante la gestación y la médula espinal queda sin protección ósea.

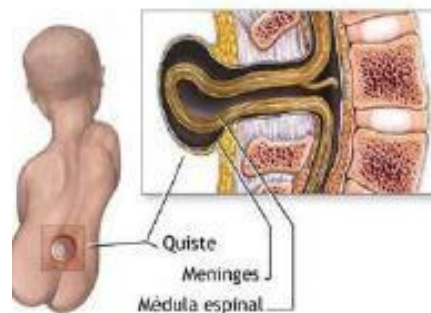


Figura 41 Espina bífida

5.11.8. SÍNDROME DEL PIRAMIDAL

El síndrome del piramidal es una causa rara y controvertida de ciática caracterizada por síntomas y signos de compresión del nervio ciático en la región del músculo piramidal, en el punto donde atraviesa la escotadura ciática mayor.

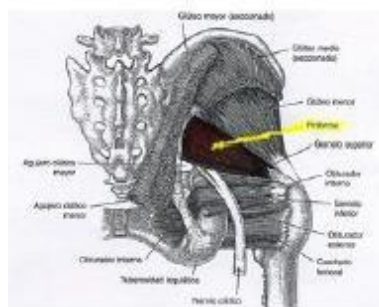


Figura 42 Síndrome piramidal

5.11.9. DISCO ROTO

La rotura del anillo posterior es bastante frecuente en los jóvenes o adultos de edad mediana físicamente activos. En ocasiones, fragmentos de material del disco atraviesan este desgarramiento y llegan hasta el canal vertebral provocando una hernia discal. La irritación o la compresión medular producen dolor intenso y parestesias en la extremidad inferior.

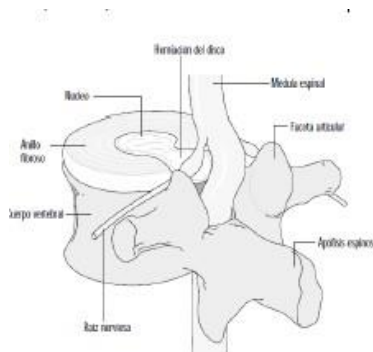


Figura 43 Prolapso discal

5.12. TEORÍA DE FALLA

5.12.1. ENERGÍA DE DISTORSIÓN MÁXIMA

La teoría de falla de máxima energía de distorsión también conocida como teoría de Von Mises , se presenta en materiales dúctiles que son capaces de absorber una cierta cantidad de energía antes de sufrir una falla. [48]

Esta teoría está basada en los estudios realizados por Von Mises a una esfera maciza, idealmente homogénea e isotrópica e hidrostáticamente comprimida y realizándole así el estudio de los esfuerzos que actuaban sobre él, que lo conllevaría posteriormente a plantear las ecuaciones. [28] Postula que la fluencia no es un fenómeno de tensión o compresión simples, sino que está relacionada con la energía proveniente de la distorsión angular del elemento de esfuerzo. [49]

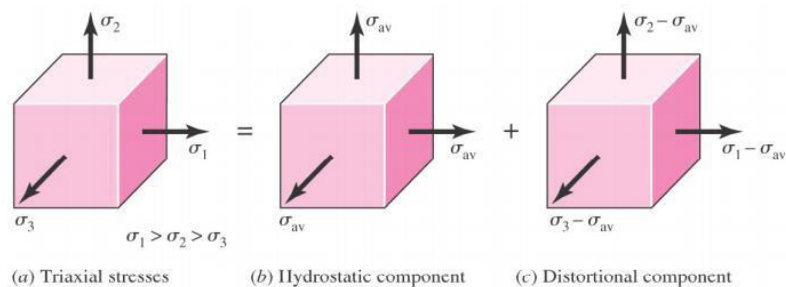


Figura 44 Energía de distorsión

El esfuerzo máximo normalizado de Von Mises es utilizado por diferentes autores para validación experimental, en la cual comparan la magnitud de rotación de las vértebras en términos de ángulos y cantidad de torque requerido para realizar los movimientos. [50]

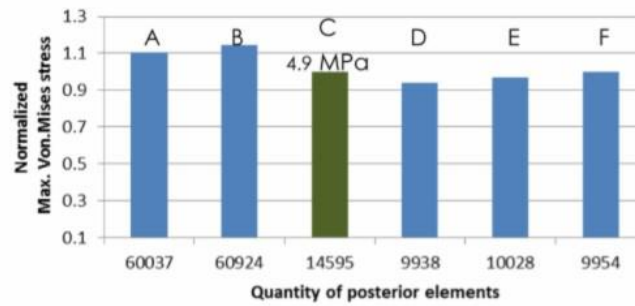


Figura 45 Normalized maximum Von Mises Stress in posterior bone

Realizar pruebas biomecánicas utilizando máquinas de ensayos universales para validar los resultados obtenidos por el análisis de elementos finitos al aplicar cargas de flexión, compresión y extensión sobre un sistema de vertebras es otra alternativa frecuentemente utilizada en la literatura. El parámetro de comparación más común es la deformación máxima de Von Mises con el cual determinan bajo que cargas podría llegar a producirse unas fractura vertebral osteoporótica. [51]

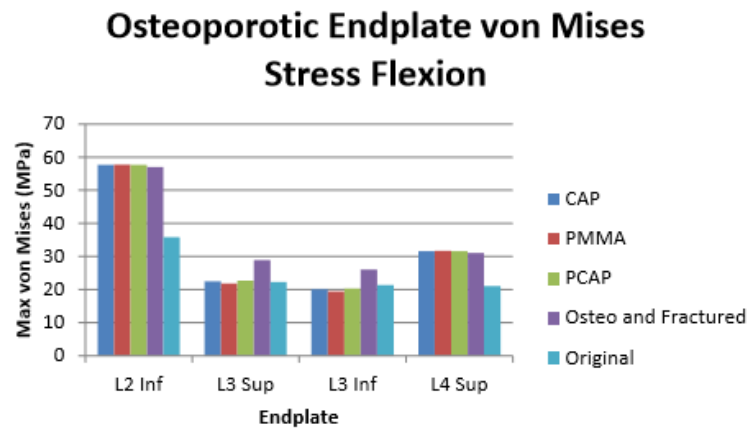


Figura 46 Endplate Von Mises Stress Flexion

6. DISEÑO METODOLÓGICO

6.1. RECOPIACIÓN INFORMACIÓN BIBLIOGRÁFICA.

Durante trabajo investigativo, es importante reconocer las temáticas que involucran las vértebras lumbares, los discos intervertebrales y las lesiones lumbares. Así como sus características.

6.2. DISEÑO CAD DE LAS VÉRTEBRAS LUMBARES.

El objetivo del diseño CAD, es la simplificación de la estructura, ya que esto facilitaría la tarea del trabajo por elementos finitos. Los modelos CAD se harán de acuerdo a las medidas reales de dichas vértebras. Luego de tener el diseño de las vértebras, se procederá a simplificar la estructura, disminuyendo el número de chaflanes. Se estudiará la posibilidad de realizar un escaneo 3d de los componentes del sistema a analizar.

6.3. ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS.

Para el análisis por elementos finitos se tienen como parámetros las características físicas de las vértebras y las cargas a aplicar, que de acuerdo a la teoría permitirán determinar las zonas donde se generan mayores esfuerzos. Entre ellas está el módulo de Young, razón de Poisson, la densidad, la magnitud y tipo de cargas a aplicar. Ahora, para la selección de los mismos, se deberá realizar una búsqueda del estado del arte de las características propias de los elementos.

6.4. RECOPIACIÓN Y VALIDACIÓN DE LOS RESULTADOS.

Al finalizar la primera parte del proyecto, se debe realizar una recopilación de los datos obtenidos de los análisis por elementos finitos y validar con un médico especialista de los resultados de simulación.

6.5. DESARROLLO DE LA INTERFAZ GRÁFICA.

Se espera tener una interfaz en la cual el usuario pueda variar la magnitud de las cargas aplicadas para poder realizar diferentes tipos de análisis y proveer los resultados de forma automatizada.

6.6. DIFUSIÓN DE RESULTADOS

Como parte de la etapa final del proyecto de investigación se realizará la recopilación de la información, no sólo como una más de las herramientas didácticas sino para contribuir de forma activa al conocimiento público y a las aplicaciones de la mecatrónica en la medicina.

7. RESULTADOS

7.1. DISEÑO CAD

Para ver el proceso detallado del diseño CAD favor ver [ANEXO1](#).

Se optó por realizar un escaneo 3D de las vértebras L3, L4 y del disco intervertebral que se encuentra entre ellas, pues el objetivo de trabajar con los elementos finitos es poder contar con un CAD lo más cercano al componente en la vida real. Logrando disminuir el porcentaje de error de los análisis y así generar resultados acordes a su comportamiento.

Teniendo la geometría se realizó un cambio de formato utilizando el software libre meshconv ya que el formato en el cual se generaron los CAD de las vértebras y el disco intervertebral por el escaneo 3D no permitía ser modificado en Solidworks.

Debido al cambio de formato se realizaron unos pasos para la correcta importación de los nuevos modelos CAD a Solidworks.

Habiendo importado los modelos CAD con el respectivo formato, se procede a realizar el ensamble de los modelos CAD en Solidworks para empezar importar y trabajar con Comsol.

7.2. ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS

Para ver el proceso detallado del análisis por elementos finitos favor ver [ANEXO2](#).

Se procedió a la elaboración del programa el análisis por elementos finitos agregando la correspondiente dimensión, física y estudio.

Después de haber importado correctamente el modelo CAD, se realiza la asignación de parámetros, funciones y la creación de los nuevos sistemas de coordenadas.

Ya que al crear las relaciones de posición entre modelos CAD en Solidworks, existían ciertas zonas las cuales no tenían la misma distribución de superficie, se aplicaron operaciones virtuales en Comsol para mejorar la estructura de las vértebras y el disco intervertebral

Se inicia el proceso de asignación de material a los modelos CAD importados, la aplicación de las condiciones de frontera y la sensibilización del mallado para la correspondiente simulación.

7.3. INTERFAZ GRÁFICA

Para ver el proceso detallado del desarrollo de la interfaz gráfica, ver el [ANEXO3](#).

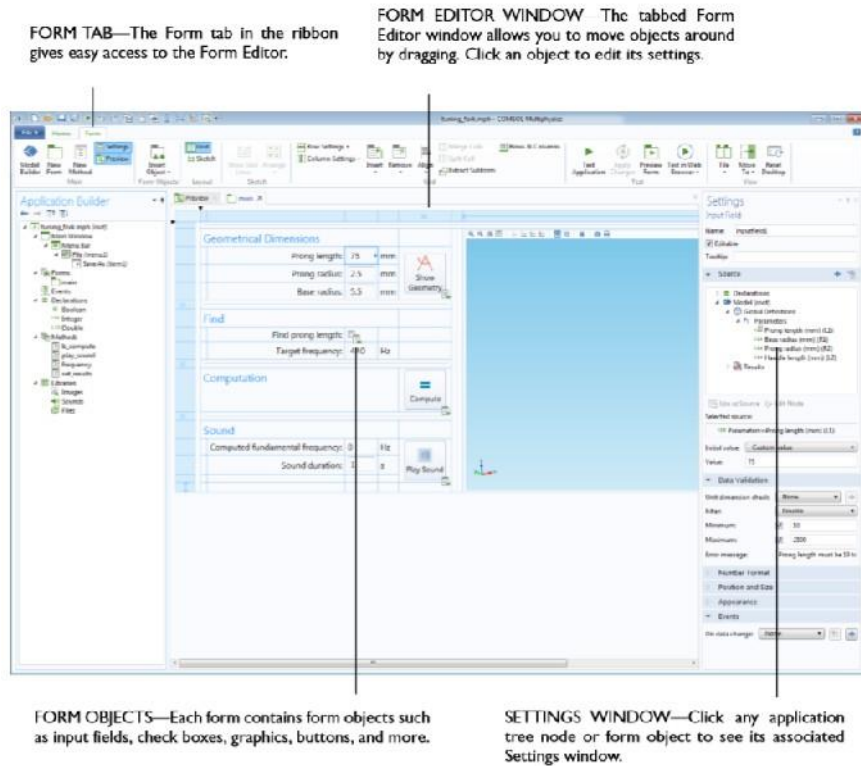


Figura 47 Escritorio application builder Comsol [34]

El Application Builder permite a los ingenieros crear aplicaciones fáciles de usar, basado en sus simulaciones. Se personaliza la interfaz y se controlan las entradas y salidas para simular procesos. Consta de un escritorio interactivo en el cual se permite crear un modelo base de la interfaz de la aplicación, donde por medio de tareas, comandos y objetos se puede editar la base de la interfaz para así tener las herramientas necesarias que puedan cumplir con las funciones deseadas por el programador.

7.4. RESUMEN RESULTADOS PRINCIPALES

Se logró cumplir con el objetivo de crear una interfaz gráfica para el análisis por elementos finitos de la respuesta de dos vértebras lumbares sometidas a cargas combinadas. La interfaz tiene como parámetros variables el peso de la persona y el peso adicional al cual estará sometido el conjunto de vértebras. Consta de herramientas útiles para simular diferentes procesos los cuales se representan como situaciones cotidianas, dichos procesos corresponden a las cargas combinadas que se ven involucradas en el desarrollo de dichas posturas.

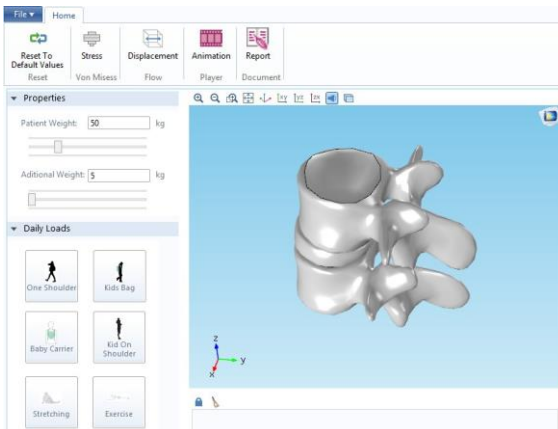


Figura 49 Interfaz gráfica

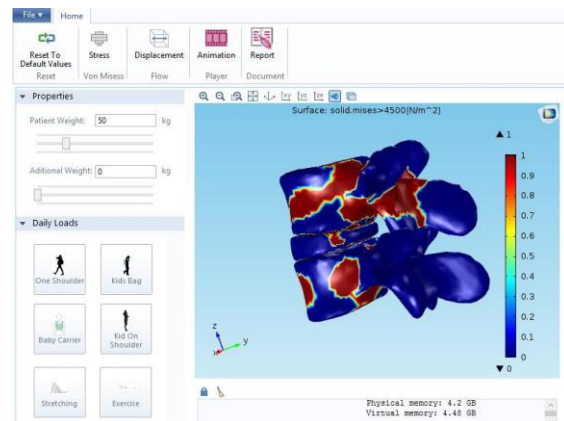


Figura 48 Simulación

8. VALIDACIÓN

El informe de investigación, que forma parte del proyecto de grado, da a conocer los resultados obtenidos del proceso de elaboración de “Simular el comportamiento de las vértebras sometidas a diferentes cargas utilizando el software de diseño asistido por computador COMSOL”, cuyo objetivo fundamental es conocer el comportamiento del sistema de vértebras sometido a cargas combinadas.

Este proyecto se encuentra finalizado conformado por resultados específicos de una interfaz que permite realizar diversos tipos de análisis por elementos finitos del sistema compuesto por las vértebras L3, L4 y del disco intervertebral correspondiente, y está enfocado hacia la medicina y la fisioterapia, el cual sirva como modelo guía para diagnosticar lesiones lumbares.

La validación está basada según el criterio profesional del Doctor Nicolás Prada, médico especialista en ortopedia, Subespecialista en columna y en procedimientos mínimamente invasivos a este nivel, cuyas propuestas y recomendaciones con respecto a los dominios y criterios acerca del quehacer fueron abordadas en su totalidad para el desarrollo óptimo del proyecto. Teniendo en cuenta los criterios de condiciones de fronteras, características físicas de los elementos y las sugerencias respecto a las vértebras a trabajar, se determinaron las zonas específicas en las cuales se producen los mayores esfuerzos, que se encuentran en el arco posterior de las vértebras.

Doctor Nicolás Prada
Ortopedista Especialista en columna

Mediante el uso de modelos de elementos finitos en una simulación numérica, los resultados deben ser confiables. La correlación entre los resultados por elementos finitos y los resultados experimentales Puede conducir a utilizar las predicciones del modelo con confianza.

Recientemente hay muchas tecnologías para evaluar y mejorar la precisión y validez de los modelos por elementos finitos lineales y no lineales. En las simulaciones numéricas de la biomecánica, para la evaluación de la exactitud de la predicción, se validan experimentalmente de los resultados numéricos. Esto permite al analista mejorar la calidad, fiabilidad del modelo y metodología del modelado. Si hay muy poco acuerdo entre los datos analíticos y experimentales, se debe a los diferentes modelos propuestos por el software de simulación, las propiedades de los materiales y las condiciones de carga. El uso de ciertas técnicas numéricas para la actualización de modelos permite al usuario crear modelos mejorados que representan la realidad mucho mejor que los originales.

8.1. VALIDACIÓN BAJO FLEXIÓN

Se generaron modelos tridimensionales por elementos finitos de una unidad espinal funcional. Para crear estos modelos, se obtuvieron tomografías computarizadas de un segmento lumbar L2-L3 de un joven sano. Las secciones se reconstruyeron automáticamente a intervalos de 1 mm de espesor con un intervalo de 1 mm por el escáner. Con el software hecho a medida los datos de CT fueron traducidos y las partes óseas segmentadas. Los puntos clave resultantes se transfirieron al software comercial CAD-FEM y se construyó un modelo sólido de los dos cuerpos vertebrales y los elementos posteriores. [31]

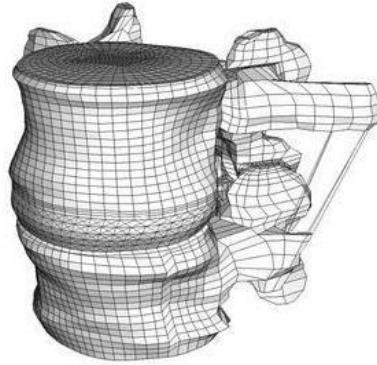


Figura 50 Modelo CAD

Material	Element type	Elastic modulus (MPa)	Poisson ratio	No. of elements	
				Total	L2/L3
Cancellous	8-node brick C3D8	Varied: 30, 50, 100 ^a , 200, 500, 1000	0.2	20160	10,368/9792
Corticalis	C3D8	12.000	0.3	1680	864/816
Endplate	C3D8	1000	0.4	1872	624 each
Posterior elements	6-node wedge C3D6	3500	0.25	4	1069/700
	4-node tetrahedral C3D4			5	
	C3D8			1760	
Cartilage	C3D8	10	0.4	96	2*24 each

Figura 51 Propiedades de los materiales

Las propiedades de los materiales asignados fueron adaptadas de estudios previos de elementos finitos y se asumió que eran lineales, homogéneas e isotrópicas. Sus valores y las especificaciones de los elementos elegidos se presentan en la siguiente ilustración.

Las articulaciones de las facetas se trataron como un problema de contacto tridimensional no lineal, incluyendo la fricción. Se definió la interacción de deslizamiento finito, permitiendo cualquier movimiento arbitrario de las superficies, es decir, separación, deslizamiento y rotación.

Las fuerzas se distribuyeron a los nodos en la superficie superior del segmento de movimiento, en la superficie superior de L2 y en los nodos superiores de los correspondientes elementos posteriores. La condición de carga de flexión fue modelada como una fuerza resultante de 1000 N.

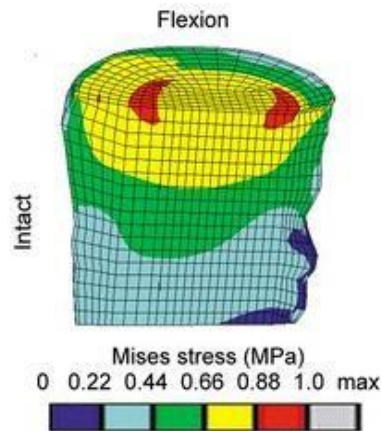


Figura 52 Distribución de Von Mises bajo flexión

Teniendo en cuenta los la carga bajo flexión mencionada anteriormente, se optó por simular flexión con una carga de 1000N en el modelo del proyecto.

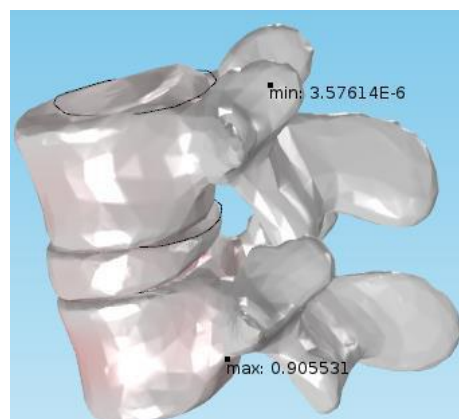


Figura 53 Esfuerzo de Von Mises Máximo y Mínimo validación flexión

El valor del esfuerzo máximo de Von Mises del proyecto del autor es aproximadamente de 0.88 Mpa a 1.22 Mpa. El de esfuerzo máximo de Von Mises obtenido en el desarrollo de este proyecto corresponde a un valor de 0.9055 Mpa.

Este dato se encuentra en el rango de valores obtenidos por el autor, por ende, se asume que el modelo del sistema es eficiente para el óptimo desarrollo del proyecto.

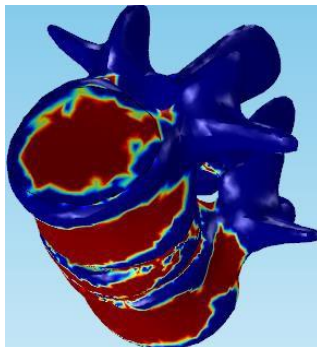


Figura 54 Representación del esfuerzo de Von Mises como booleano

El resultado corresponde a una expresión booleana que se evalúa como 1, para true o 0, para false. En áreas donde la expresión se evalúa a 1, se supera el margen de seguridad.

La representación del esfuerzo como booleano, permite comparar las zonas donde se presenta el mayor esfuerzo, el cual concuerda con la ubicación obtenida por el autor en la parte superior de la vértebra.

Ya que los modelos CAD fueron obtenidos por medio de tomografía computarizada y son equivalentes porque constan de dos vértebras lumbares, y un disco intervertebral. Se puede concluir que la simulación cumple con las expectativas de validación al obtener resultados semejantes.

8.2. VALIDACIÓN BAJO EXTENSIÓN

De acuerdo a lo mencionado anteriormente en la validación por flexión, el autor aplica la misma carga de 1000N sobre la superficie superior de la vértebra L2. El cual obtiene la siguiente distribución. [31]

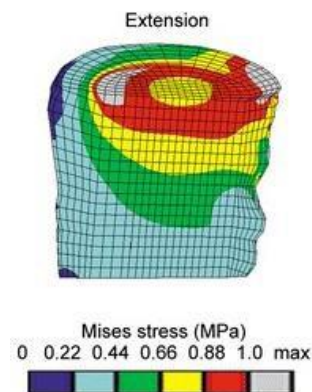


Figura 55 Distribución de Von Mises bajo extensión

Se puede apreciar como los valores del esfuerzo de Von Mises aumentan a rangos superiores de 1 Mpa sobre el cuerpo vertebral superior. Al simular con las mismas condiciones se obtiene que cuando se aplica la carga de extensión el valor máximo del esfuerzo de Von Mises es de 1.02736 Mpa.

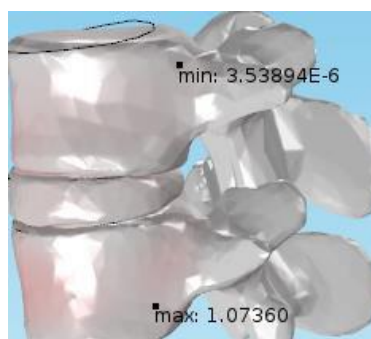


Figura 56 Esfuerzo de Von Mises Máximo y Mínimo validación extensión

9. CONCLUSIONES

En este proyecto se diseñó una interfaz gráfica capaz de realizar diferentes tipos de análisis por elementos finitos al conjunto de vértebras lumbares L3, disco intervertebral y vértebra L4. Sin embargo, es el primer paso para entender la biomecánica de la columna vertebral. A su vez, Proporciona un modelo para aplicaciones clínicas e investigaciones futuras.

Los resultados obtenidos concuerdan con la teoría del esfuerzo y desplazamiento que generó como resultado el estudio realizado por Kim Tho Hynh [1]. Las superficies que sufren mayor esfuerzo, se encuentran en la zona posterior de las vértebras, en la apófisis transversas y pedículo. Cabe recalcar que este trabajo de investigación se infiere que las cargas aplicadas fueron directamente sobre toda la estructura de la columna vertebral, y, por ende, se distribuye mejor la fuerza aplicada. Al tener como pauta, diferentes condiciones de frontera, el sistema es diferente, pero se puede evidenciar que las zonas donde se encuentra el mayor esfuerzo y en la cual se produce mayor deformación de las entidades concuerdan con las alcanzadas en el desarrollo de este proyecto.

Los resultados claramente demuestran que existen zonas de riesgo cerca a la médula espinal las cuales podrían ser estudiadas para así comprender mejor algunas patologías, tales como déficits neurológicos. La biomecánica presentada en el modelo podría mejorarse en el futuro teniendo en cuenta el comportamiento de los tejidos blandos, tendones y músculos, introduciendo nuevas variables que permiten modelar mejor el sistema.

De acuerdo con las observaciones previas realizadas por el Doctor Nicolás Prada Ortopedista Especialista en columna, el área con mayor esfuerzo en el sistema es coherente con la realidad, ya que, en gran parte de los casos asociados con dolores lumbares, han sido ubicados en la sección de las apófisis.

Como todo proyecto de análisis por elementos finitos, la validación de los resultados juega una parte primordial en su desarrollo. Se realizaron dos validaciones basadas en la teoría, de las cuales se puede resaltar que la magnitud del esfuerzo de Von Mises y las zonas de mayor esfuerzo no difieren del todo. Para la validación por flexión, se obtuvieron resultados similares, de 0.8Mpa y 0.9 Mpa. Esta similitud se debe a que las propiedades mecánicas eran similares, y que la geometría de las vértebras eran semejantes. A diferencia de la validación por compresión, donde la geometría era muy diferente, los valores del esfuerzo resultante de Von Mises fueron de 0.11Mpa y 0.28Mpa.

La interfaz gráfica es totalmente funcional, permite simular diversas situaciones a las cuales podrían someterse el par de vértebras. Dicha aplicación se desarrolló para uso de la medicina como una herramienta que proporcione una perspectiva diferente al médico para poder determinar en qué situación se encuentra el paciente en términos de qué tanto se ve afectado el sistema lumbar, y poder dar su apreciación sobre el tratamiento a seguir. Con respecto a lo anterior, el especialista el Doctor Nicolás Prada, afirma que el desarrollo de la aplicación podría llegar a tener gran impacto en el área de la fisioterapia, puesto que sería una herramienta para prevenir invasiones innecesarias al paciente en el momento de realizar los procedimientos médicos.

Usando el modelo presentado en la interfaz gráfica se pueden simular diferentes situaciones cotidianas para llegar a predecir deformaciones y estimar riesgos clínicos, los cuales puedan prevenir daños pos operatorios. Es importante conocer las limitaciones del cuerpo, para así prevenir futuras lesiones que se podrían presentar por realizar movimientos bruscos e inapropiados. Es recomendable tener una buena postura en el trabajo, promover la seguridad laboral y la salud ocupacional con el fin de evitar dichas lesiones y poder ser eficiente.

10. BIBLIOGRAFÍA

- [1] K. T. Huynh, H. Gibson y Z. Gao, Development of a Detailed Human Spine Model with Hepatic Interface, National University of Singapore, 2012.
- [2] T. Sara y M. Nunes, Development of a Biomechanical Spine Model for Dynamic Analysis, 2011.
- [3] H. A. Soo, «Researchgate,» [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/publication/35217015_A_virtual_model_of_the_human_cervical_spine_for_physics-based_simulation_and_applications_Electronic_Thesis.
- [4] V. Esat, Biomechanical Modelling of the Whole Human Spine for Dynamic Analysis, Loughborough, 2006.
- [5] I. K, O. I, B. M, S. W, K. H y N. K, NONLINEAR FINITE ELEMENT MODEL PREDICTS VERTEBRAL BONE STRENGTH AND FRACTURE SITE, Tokyo: 50th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society.
- [6] C. RP y K. TM, «Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography.,» OCT 2003. [En línea]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14555280>.
- [7] J. c. Su, Z. d. Li, L. h. CAO, B. q. Yu, C. c. ZHANG y M. Li, Three-dimensional finite element analysis of lumbar vertebra loaded by static stress and its biomechanical significance, China: Chinese Journal of Traumatology, 2009.
- [8] D. V y A. M, Finite element analysis of human lumbar spine, India: 2011 3rd International Conference on Electronics Computer Technology, 2011.
- [9] J. Ezquerro, M. Simón, A. Mellado y P. Villanueva, «Modelo de elementos finitos de la columna lumbar,» 1999. [En línea]. Available: <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2099/5449/article6.pdf?sequence=1>.
- [10] Modelo de elementos, Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Sevilla, 2009.
- [11] M. Karger y L. Low, «Análisis de Sensibilidad de las Propiedades del Material Aplicadas a un Modelo de Disco Intervertebral,» [En línea]. Available: <http://andromeda.unimet.edu.ve/mirai/archivos/E/E-13-11-12.pdf>.
- [12] M. Carvajal, J. Nieto y J. Sánchez, Estudio numérico-experimental del sistema de fijación interno "Duffo" para fracturas vertebrales, Revista Cirugía y Cirujanos Vol. 80 No 2, 2012.
- [13] S. E. Stump, «Nutrition and Diagnosis-related Care,» 2008. [En línea]. Available: <https://books.google.com.co/books?hl=es&lr=&id=zLniRalmWuoC&oi=fnd&pg=PR7>

- &dq=S.+E.+Stump,+Nutrition+and+Diagnosis+Related+Care+Sixth+Edition,+2008.
&ots=GzLKNGXhp6&sig=IjnlQ_iSAatCm7qoej1sDK3Gz4s#v=onepage&q=S.%20E.%20Stump%2C%20Nutrition%20and%20Diagnosis.
- [14] A. V. Voegeli, «Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor,» 2001. [En línea]. Available: https://books.google.com.co/books/about/Lecciones_b%C3%A1sicas_de_biomec%C3%A1nica_del_a.html?id=SQLjKjpZwY8C&redir_esc=y.
- [15] «Disco intervertebral,» [En línea]. Available: https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/esp_imagepages/19469.htm.
- [16] «Músculos columna vertebral,» [En línea]. Available: <http://www.musculos.org/musculo-columna-vertebral.html>.
- [17] «Ancho Dorsal,» [En línea]. Available: <http://fisioterapia.blogspot.com.co/2012/07/el-dorsal-ancho.html>.
- [18] «Musculo lumbares,» [En línea]. Available: <http://www.amicivirtual.com.ar/Anatomia/08MuscAbdLumbares.pdf>.
- [19] «Musculo Multifido,» [En línea]. Available: blog.akrostudio.com/musculatura-estabilizadora-multifidos/.
- [20] C. Norris, «Back Stability: Integrating Science and Therapy, Human kinetics.,» 2008. [En línea]. Available: <http://www.humankinetics.com/products/all-products/back-stability-2nd-edition>.
- [21] A. Gottlob, «Entrenamiento muscular diferenciado,» 2003. [En línea]. Available: <https://es.slideshare.net/bayronquezada/entrenamiento-musculardiferenciado-14678503>.
- [22] J. L. Álvarez, «ERGONOMÍA Y PSICOSOCIOLOGÍA APLICADA. MANUAL PARA LA FORMACIÓN DEL ESPECIALISTA (12a EDICIÓN),» 2009. [En línea]. Available: <https://books.google.es/books?id=BnCtJjxWTL0C>.
- [23] E. D. D. H. P. P. K. Zysset, Finite element analysis for prediction of bone strength, 2013.
- [24] C.-. V. J. S. F. R. A. Serway, Fundamentos de física, 2009.
- [25] E. T. K. Lee, Effects of laminectomy and facetectomy on the stability of the lumbar motion segment, 2004.
- [26] H. Li, An Approach to Lumbar Vertebra Biomechanical Analysis Using the Finite Element Modeling Based on CT Images, Theory and Applications of CT imaging and Analysis, 2011.
- [27] K. K. C. M. A. Meyers, Mechanical behavior of materials, 1999.
- [28] A. M. Freudenthal, The mathematical theories of inelastic continuum, 1958.
- [29] A. D. Drozdov, Finite Elasticity and Viscoelasticity, 1996.
- [30] N. Ö. D. L. D. Goldsheyder y M. Nordin, Mechanical Properties of Biological Tissues, New York: Fundamentals of Biomechanics, 2012.
- [31] T. B. L. S. V. Fombuena, Utilidad de los modelos de viscoelasticidad en el aprendizaje de la ingeniería de materiales poliméricos, 2017.
- [32] M. W. F. Nabhani, Computer modelling and stress analysis of the lumbar spine, 2002.
- [33] A. S. F. Ezquerro, Combination of finite element modeling and optimization for the

study of lumbar spine biomechanics considering the 3D thorax-pelvis orientation, 2004.

- [34] D. Guede, Biomecánica y hueso (I): Conceptos básicos y ensayos mecánicos clásicos, Osteoporos y MEtab, 2013.
- [35] H. M. F. M.D, Bone mass and the mechanostat: A proposal, 1987.
- [36] R. B. Martin, Determinants of the mechanical properties of bones, Biomech , 1991.
- [37] J. L. .. Ferreti, Biomechanical Properties of bones, Bone densitometry and Osteoporosis, 1998.
- [38] W. B. R. .. D. Y. An, Basic Concepts of Mechanical Property Measurement and Bone Biomechanics, Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface, 1999.
- [39] J. D. Currey, Bone Strenght, What are er trying to measure?, 2001.
- [40] j. Wolf, Concept of the Law of Bone Remodelling, In the law of bone remodeling, 1986.
- [41] J. C. J. K. Weaver, Cancellous bone: its strength and changes with aging and an evaluation of some methods for measuring its mineral content, 1966.
- [42] J. M. M. H. B. S. ., C. D. M. L. H. Keyak, Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method, 1190.
- [43] M. J. L. S. A. Marom, Computer aided stress analysis of long bones utilizing computed tomography, 1990.
- [44] J. W. A. R. G. Kullmer, Construction of finite element models on the basis of computed tomography data, 1998.
- [45] I. Y. L. H. B. S. J. H. Keyak, Correlations between orthogonal mechanical properties and density of trabecular bone: Use of different densitometric measures, 1994.
- [46] «Espalda,» [En línea]. Available: http://tulesion.com/zonas_del_cuerpo-espalda-
- [47] J. Clin, «Biomechanical modeling of brace treatment of scoliosis: effects of gravitational loads,» [En línea]. Available: <https://www.springerprofessional.de/en/biomechanical-modeling-of-brace-treatment-of-scoliosis-effects-o/11786266>.
- [48] «Teoria de falla,» [En línea]. Available: <http://www.igm.mex.tl/images/5147/VON%20MISES.pdf>.
- [49] «Falla estatica,» [En línea]. Available: https://www.u-cursos.cl/ingenieria/2011/2/ME5600/1/material_docente/previsualizar?id_material=390616.
- [50] «Finite Element Analysis of Biomechanical Behavior of Whole Thoraco-lumbar Spine with Ligamentous Effect,» [En línea]. Available: <http://www.airitilibrary.com/Publication/alDetailedMesh?docid=16801504-201309-201311010004-201311010004-26-41>.
- [51] M. K. L, «Deformation of the Thoracolumbar Intervertebral Joints in Response to External Loads: A BIOMECHANICAL STUDY USING AUTOPSY MATERIAL,» Journal of Bone & Joint Surgery , [En línea]. Available: http://journals.lww.com/jbjsjournal/Abstract/1972/54030/Deformation_of_the_Thoracolumbar_Intervertebral.5.aspx.
- [52] S. B. D. P. P. .. K. Z. P. Varga, Validation of an anatomy specific finite element

- model of Colles, 2009.
- [53] K. E. M. K. K. P. K. Z. C. E. Hoffler, Heterogeneity of bone lamellar-level elastic moduli, 2000.
 - [54] S. A. R. K. A. J. J. H. Keyak, Prediction of femoral fracture load using automated finite element modeling, 1998.
 - [55] N. A. L. A. M. C. D. W. Overaker, Finite Element Analysis of Vertebral Body Mechanics With a Nonlinear Microstructural Model for the Trabecular Core, 1999.
 - [56] « Guía usuario Comsol,» [En línea]. Available: <http://people.ee.ethz.ch/~fieldcom/pps-comsol/documents/User%20Guide/COMSOLMultiphysicsUsersGuide.pdf>.
 - [57] R. S. Mercedes, Modelado del comportamiento mecánico del hueso(análisis de los efectos del grado de hidratación), 2006.
 - [58] C. M, F. Sean, N. A y D. Moody, On the Dynamics of the Human Spine: Towards Mechanical Characterizations of Back Pain and its Treatments, California, San Francisco, 2011.
 - [59] P. P, Fundamentos de física.
 - [60] «Huesos y articulaciones,» [En línea]. Available: <http://www.musculos.org/musculo-columna-vertebral.html>.
 - [61] «Problemas de los disco,» [En línea]. Available: https://vqsfisioterapia.files.wordpress.com/2015/09/problemas_disco.gif.
 - [62] «Disco joven y viejo,» [En línea]. Available: <http://www.eurospine.org/preservacion-del-movimiento.htm>.
 - [63] W. Frei, «Using Virtual Operations to Simplify Your Geometry,» [En línea]. Available: <https://www.comsol.com/blogs/using-virtual-operations-simplify-geometry/>.
 - [64] B. v. R. E. M. L. W. Pistoia, Image-based micro-finite-element modeling for improved distal radius strength diagnosis: moving from bench to bedside, 2004.
 - [65] T. L. Mueller, Computational finite element bone mechanics accurately predicts mechanical competence in the human radius of an elderly population, 2011.
 - [66] E. D. D. H. P. P. Varga, Validation of an HR-pQCT-based homogenized finite element approach using mechanical testing of ultra-distal radius sections, 2011.
 - [67] I. O. M. B. K. Imai, Nonlinear Finite Element Model Predicts Vertebral Bone Strength and Fracture Site, 2006.
 - [68] D. D. R. F. Katsamanis, Determination of mechanical properties of human femoral cortical bone by the Hopkinson bar stress technique, 1990.
 - [69] ANSYS, Simulation Software Products, 2016.
 - [70] S. M. Blanchard, Proceedings of the First Joint BMES/EMBS Conference, 1999.
 - [71] P. M. G. T. D. C. Wrong, Nonlinear finite-element analysis and biomechanical evaluation of the lumbar spine, 2003.
 - [72] E. Tanak, Three-dimensional finite element analysis of human temporomandibular joint with and without disc displacement during jaw opening, 2004.
 - [73] L. Dai, Some basic biomechanical questions of human being Imbar, 1990.
 - [74] H. J. W. J. Noailly, How does the geometry affect the internal biomechanics of a lumbar spine bi-segment finite element model? Consequences on the validation

process, 2007.

- [75] R. K. W. A. C. Jones, Finite element analysis of the spine: Towards a framework of verification, validation and sensitivity analysis, 2008.
- [76] E. Dall'Ara, A nonlinear finite element model validation study based on a novel experimental technique for inducing anterior wedge-shape fractures in human vertebral bodies in vitro, 2010.
- [77] P. K. Z. D. Garcia, A three-dimensional elastic plastic damage constitutive law for bone tissue, 2009.
- [78] P. K. Z. L. Rincon, Multi-axial mechanical properties of human trabecular bone, 2009.
- [79] K. Piaras, «Solid Mechanics part 1,» 2013. [En línea]. Available: http://homepages.engineering.auckland.ac.nz/~pkel015/SolidMechanicsBooks/Part_1/index.html.

11. ANEXOS

11.1. ANEXO 1

11.1.1. OBTENCIÓN DEL MODELO CAD

Numérica Ltda es una empresa de base tecnológica que tiene como objetivo ofrecer a sus clientes innovadoras soluciones tecnológicas que les puedan ayudar a evolucionar y optimizar sus procesos y productos. Con el apoyo de dicha empresa, se logró obtener un modelo de las vértebras lumbares L3, L4 y del disco intervertebral correspondiente utilizando un scanner 3D.

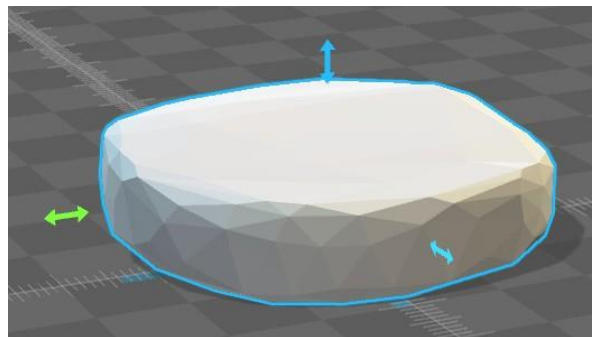


Figura 57 Modelo CAD escaneo del disco

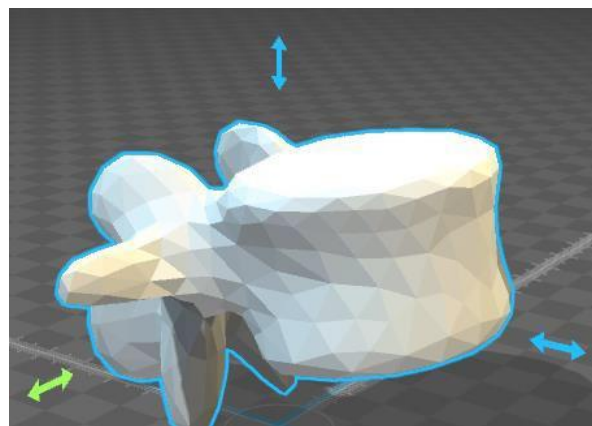


Figura 58 Modelo CAD escaneo de la vértebra L3

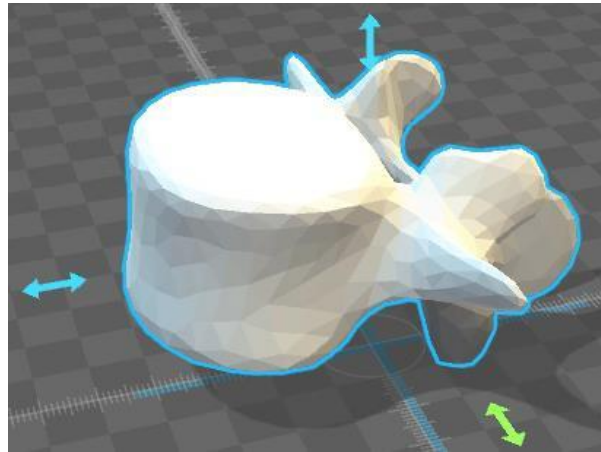


Figura 59 Modelo CAD escaneo de la vértebra L4

Ya que los modelos CAD de las vértebras y el disco intervertebral al ser generados por el software del scanner 3D se crean con un formato tipo .OBJ, estos deben ser pasados por un proceso de conversión de formato para lograr ser importados correctamente al software Solidworks. Para dicho procedimiento se utilizó meshconv, el cual es un software libre para conversión de modelos 3D ejecutable en el sistema operativo en disco, descargable en la URL: <http://www.cs.princeton.edu/~min/meshconv/>.

11.1.2. INSTRUCCIONES USO DEL SOFTWARE MESHCONV

1. Abrir el ejecutor del sistema operativo en disco
2. Usar el comando cd para ubicarse en el folder donde se encuentre el ejecutable de meshconv.exe y el CAD a convertir.
3. Se procede a convertir el CAD a diferente formato. Ej: meshconv D.OBJ -c stl


```

Command Prompt
C:\Users\jrang_000>cd C:\Users\jrang_000\Desktop\model
C:\Users\jrang_000\Desktop\model>meshconv
--- meshconv 3D mesh converter, version 1.17, build #1730, timestamp 2015/05/21
11:20:00
--- written by Patrick Min, 1997 - 2015

Timer [main timer] started
Usage: meshconv <model filespec> [-c <output filetype>] [-o <output filename>] [
<options>]
when reading URML:
  -ph: print URML hierarchy info
  -sc <nr>: sphere complexity. Resulting spheres have (2 * sc * sc) triangles (d
efault 30, minimum 4)
  -cc <nr>: cylinder complexity. Resulting cylinders have (4 * cc) triangles (de
fault 10, minimum 4)
when converting to URML:
  -vrmlver [1|2] : specify URML version
when converting from URML to OBJ:
  -sg : write a separate OBJ group for every lowest level URML grouping node
when converting from URML to ASCII STL (so add -ascii):
  -sg : write a separate STL file for every lowest level URML grouping node
  -sf : write a separate STL file for every URML geometry node

```

Figura 60 Instrucciones 1 y 2 meshconv

```

Command Prompt
C:\Users\jrang_000\Desktop\model>meshconv D.OBJ -c stl
--- meshconv 3D mesh converter, version 1.17, build #1730, timestamp 2015/05/21
11:20:00
--- written by Patrick Min, 1997 - 2015

Timer [main timer] started
  will convert to [stl]
---
MeshFileIdentifier::*create_mesh_file(D.OBJ)
ObjMeshFile::load(D.OBJ)
  455 lines read
  Read 296 faces, 150 vertices.
  Mesh::remove_zero_area_faces
    checked 296 faces, removed 0 faces
  Mesh::fix_duplicates
  Timer [find duplicates] started
    150 done, found 0 duplicates
  Timer [find duplicates] stopped at 0.003 seconds
MeshFileIdentifier::*create_mesh_file(D.stl)
StlMeshFile::save(D.stl)
  filename [D]
  STL file type: BINARY
StlMeshFile::save_binary
  Mesh::triangulate, initial number of faces: 296
    will add 0 faces
    will remove 0 out of 296 faces
  Mesh::purge_removed_faces
  Timer [purge] started
  Timer [purge] stopped at 0 seconds
    final number of faces: 296 (initial was 296)
  Mesh::count_polygon_types
    line segments: 0
    triangles: 296
    quads: 0
    other polygons: 0
  wrote 296 faces
  Timer [main timer] stopped at 0.063 seconds

```

Figura 61 Instrucción 3 meshconv

11.1.3. INSTRUCCIONES IMPORTACIÓN SOLIDWORKS

Para la importación a Solidworks se deben seguir una serie de pasos para que se abran correctamente los CAD.

1. Abrir Solidworks y hacer clic en abrir.
2. Cambiar tipo de dato a STL.
3. Clic en opciones y configurar para cuerpo sólido.
4. Asignar unidades de milímetros.
5. Clic en aceptar

11.1.4. ENSAMBLE DE LOS CAD

Se genera el ensamble de los modelos CAD de las vértebras lumbares L3, L4 y del disco intervertebral. Las relaciones de posición que se implementaron fueron relaciones de posición y de contacto.

11.2. ANEXO 2

11.2.1. PREPROCESO

IMPORTACIÓN MODELO CAD

Antes de realizar la importación de los CAD a Comsol, se puede utilizar el Model Wizard para crear de forma interactiva y sencilla la base del análisis. Que corresponde a la dimensión de la geometría, la física a utilizar y el tipo de estudio. Del mismo modo se puede crear un modelo en blanco e ingresar la configuración correspondiente.

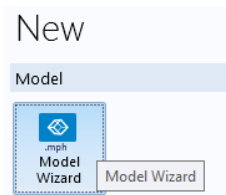


Figura 62 Model wizard Comsol

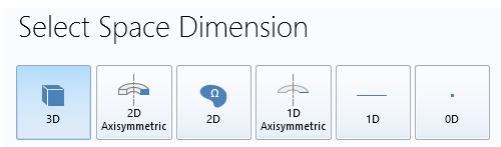


Figura 63 Dimensión

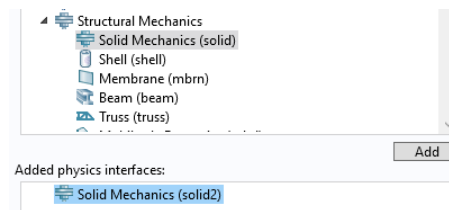


Figura 64 Física

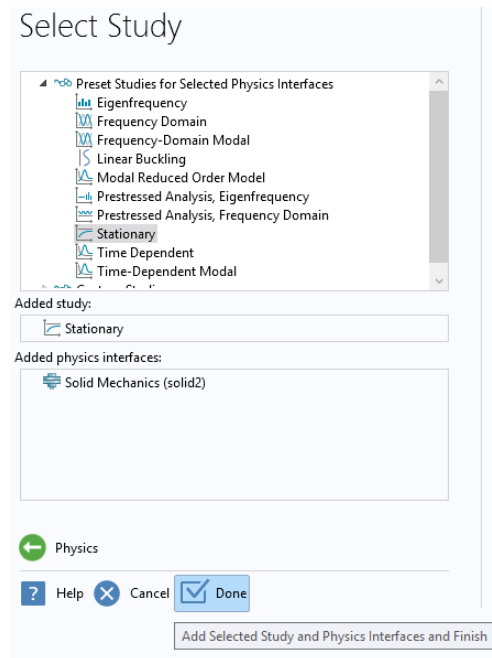


Figura 65 Estudio

Se optó por utilizar el módulo de mecánica estructural de comsol ya que define de forma eficiente las características para el análisis de esfuerzos, deformaciones y la mecánica general de los sólidos resolviendo los desplazamientos. Se seleccionó el estudio estacionario ya que, en conjunto con el módulo de mecánica de sólidos, permite calcular deformaciones, tensiones y esfuerzos.

Comsol tiene una interfaz de Livelink con Solidworks que permite al usuario importar los componentes que se encuentren actualmente en la plataforma de Solidworks. Para la importación se debe hacer clic derecho en Geometry 1, seleccionar Livelink interfaces y seguidamente dar clic en Livelink for SOLIDWORKS.

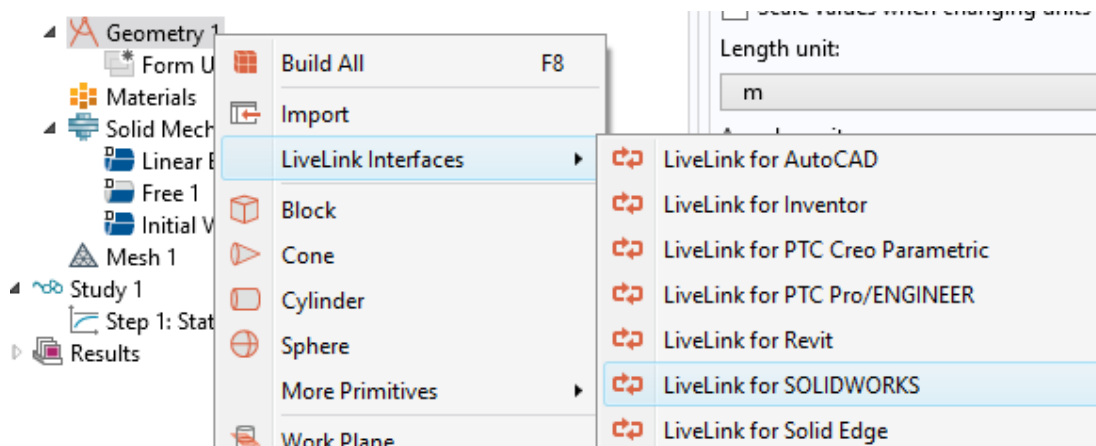


Figura 66 Livelink Solidworks

Realizar esta operación abrirá una ventana que permitirá sincronizar Comsol con Solidworks.

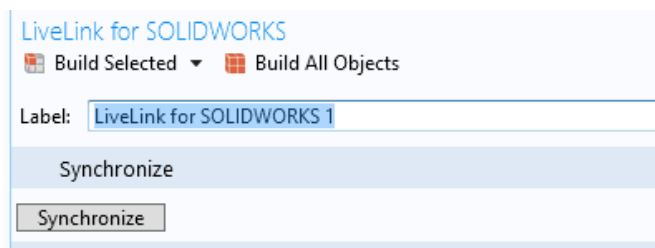


Figura 67 Sincronización Comsol y Solidworks

Dar clic en Synchronize para sincronizar y hacer clic en Build All Objects para terminar de importar el modelo desde Solidworks.

DEFINICIÓN DE PARÁMETROS

Se definieron parámetros de peso, gravedad y torque. Los parámetros peso y gravedad se remplazarán en una función correspondiente a la fuerza total que se aplicará de diferentes formas para simular las cargas. El parámetro de torque será utilizado para simular un par aplicado sobre las componentes.

» Name	Expression	Value
Peso1	$50 \cdot 0.6[\text{kg}]$	30 kg
Gravedad	$9.8[\text{m/s}^2]$	9.8 m/s ²
MYoung_V...	200000000[Pa]	2.0000E8 Pa
Densidad_...	$1908[\text{kg/m}^3]$	1908 kg/m ³
MPoisson_...	0.3	0.3
MYoung_...	4200000[Pa]	4.2000E6 Pa
Densidad_...	$1045[\text{kg/m}^3]$	1045 kg/m ³
MPoisson_...	0.45	0.45
Peso2	5[kg]	5 kg

Figura 68 Parámetros del programa

Torque	$F \cdot 1[\text{m}]$	N·m
F	$\text{Peso2} \cdot \text{Gravedad}$	N
F2	$\text{Peso1} \cdot \text{Gravedad}$	N

Figura 69 Variables

SISTEMAS DE COORDENADAS

Se crearon tres sistemas de coordenadas diferentes además del global predefinido en Comsol para simular el torque.

El sistema de coordenada global corresponde al default de Comsol, es decir coordenadas rectangulares predefinidas por el software.

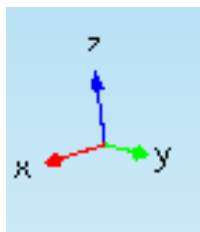


Figura 70 Sistema de coordenada por default

Los sistemas de coordenadas cilíndricas se crearon poder simular el torque aplicado a los componentes, se crearon 3 diferentes tipos de coordenadas cilíndricas a las cuales se les aplico una carga de rotación sobre la superficie.

Coordenada z para Torsión.

Coordenada Y para Extensión y Flexión.

Coordenada X para Cortante Anterior y posterior.

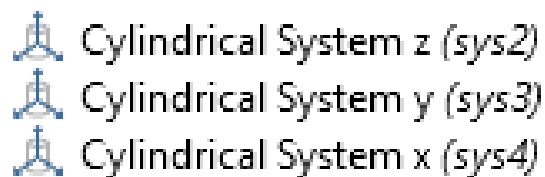


Figura 71 Sistema de coordenadas cilíndricas

OPERACIONES VIRTUALES

Después de haber importado el modelo, se realizaron unas operaciones virtuales de Composite Domains, Composite Faces y Composite Edges. La operación de Composite Domains, sirve para combinar múltiples dominios y se utilizó específicamente para combinar 3 secciones del disco intervertebral. Ya que, al escanear las vértebras y el disco, el software mapeó las superficies de contacto entre el disco y las vértebras de forma diferente, no existía coherencia con respecto a los dominios al ensamblar. Dicha incoherencia ocasionó que una sección del disco quedara mal posicionada en el ensamble de Solidworks y Comsol consideró esa anomalía como un nuevo sistema CAD independiente por encima y por debajo del disco, lo cual estaba mal. Al aplicar Composite Domains se logró reconstruir el disco intervertebral y obtener nuevamente un solo componente.

La operación de Composite Faces se utilizó para ignorar el mallado creado al escanear los modelos CAD y así crear un componente totalmente liso. La operación de Composite Edges se implementó para ignorar los ejes restantes de los CAD después de haber realizado la operación de Composite Faces.

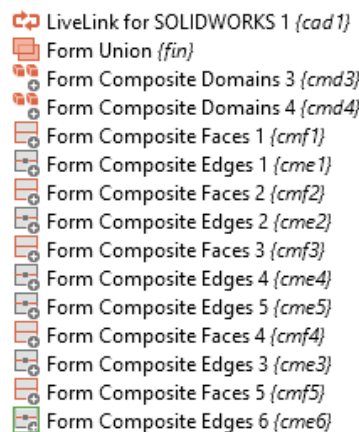


Figura 72 Operaciones virtuales

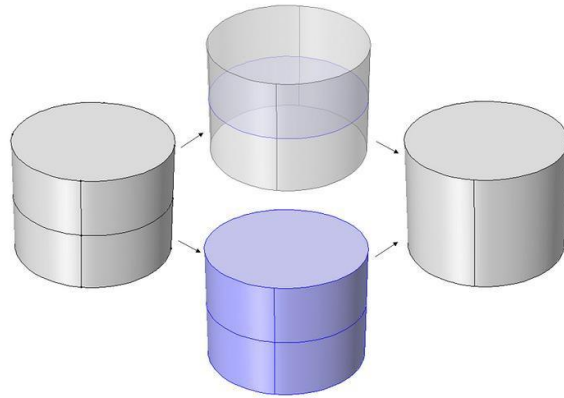


Figura 74 Operación Composite Domains [58]

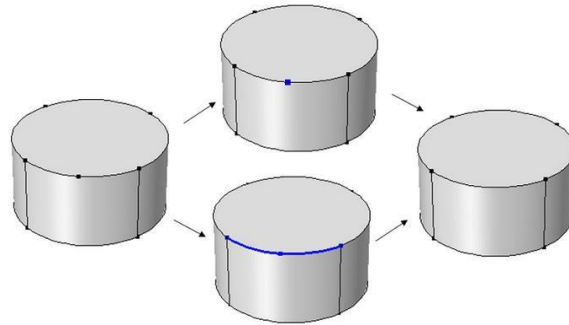


Figura 73 Operación Composite Edges [58]

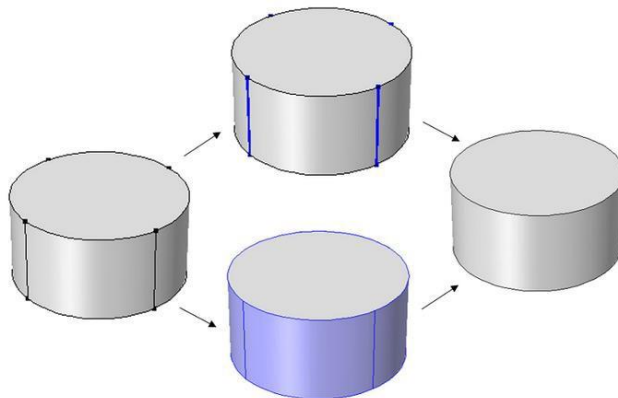


Figura 75 Operación Composite Faces [58]

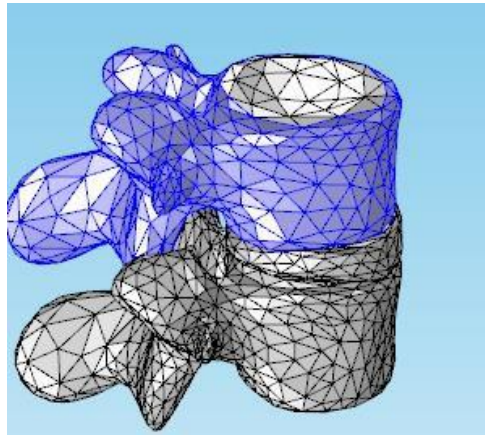


Figura 76 Conjunto de vértebras antes de aplicar operación Composite Faces

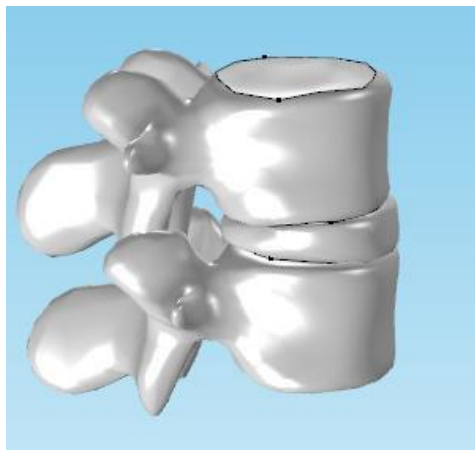


Figura 77 Conjunto de vertebras después de aplicar operación Composite Faces

ECUACIONES CONSTITUTIVAS

El comportamiento elástico no lineal se rige a partir de calcular el esfuerzo de Von Mises (σ), para ello se usan las ecuaciones (1).

$$-\nabla * \sigma = Fv \quad (11.2.1.5.1)$$

Para relacionar el esfuerzo y la tensión que describe el material, se debe tener en cuenta los tensores de Piola Kirchhoff de segundo orden (2).

$$\sigma = J^{-1}FSF^T \quad (11.2.1.5.2)$$

La ecuación (3), permite calcular el gradiente de deformación F ya que contiene la información completa sobre el esfuerzo y el desplazamiento del material. El gradiente de deformación es una matriz definida positiva, siempre y cuando el material no sea destruido. La relación entre el volumen actual y el volumen original antes y después de la deformación está definido por la ecuación (4).

$$F = (I + \nabla u) \quad (11.2.1.5.3)$$

$$J = \det(F) \quad (11.2.1.5.4)$$

La formulación utilizada para el análisis estructural en COMSOL es Lagrangiana. La cual se puede expresar en términos del gradiente de deformación de los desplazamientos unitarios del sólido como se muestra en la ecuación (5).

$$\varepsilon = \frac{1}{2}[(\nabla u)^T + \nabla u + (\nabla u)^T \nabla u] \quad (11.2.1.5.5)$$

$$\varepsilon_{el} = \varepsilon - \varepsilon_0 - \varepsilon_{inel} \quad (11.2.1.5.6)$$

El tensor de elasticidad de cuarto orden (8), depende del esfuerzo axial, el tensor de tensión y el radio de Poisson. Al realizar hacer operaciones de doble producto punto de tensores, se determina el segundo tensor de esfuerzo de Piola Kirchhoff (7).

$$S - S_0 = C : \varepsilon_{el} \quad (11.2.1.5.7)$$

$$C = C(\sigma_{ax}, \varepsilon_{ax}, \nu) \quad (11.2.1.5.8)$$

Teniendo en cuenta las ecuaciones anteriores, se definen los siguientes parámetros:

u : Desplazamiento unitario.

ν : Radio de Poisson

F : Gradiente de deformación

σ : Tensor de esfuerzo

S : Segundo tensor de esfuerzo de Piola Kirchhoff

J : Relación de densidades antes y después de la deformación

ε : Tensor de tensión

C : Tensor de elasticidad de 4to orden

El hueso es definido por sus propiedades mecánicas, en particular por su fuerza y rigidez. Estas propiedades son dependientes de la composición del tejido óseo y de la estructura natural del hueso. Actualmente, los métodos que se utilizan para evaluar las propiedades del hueso dependen solo de la densidad, la cual puede ser medida utilizando una densitometría. Para definir las propiedades del modelo se tuvieron en cuenta dos parámetros experimentales obtenidos de la literatura [26], [52], [53], [54], [55] el módulo de Young y el coeficiente de Poisson [56].

»	Property	Name	Value	Unit
✓	Density	rho	Densidad_Vertebra	kg/m ³
✓	Poisson's ratio	nu	MPoisson_Vertebra	1
	Young's modulus	E	MYoung_Vertebra	Pa

Figura 78 Propiedades vértebra L3 y L4

»	Property	Name	Value	Unit
✓	Density	rho	Densidad_Disco	kg/m ³
✓	Poisson's ratio	nu	MPoisson_Disco	1
	Young's modulus	E	MYoung_Disco	Pa

Figura 79 Propiedades disco intervertebral

En total, hay nueve modelos de material elástico no lineal que se pueden definir en COMSOL. Algunos de ellos tienen una forma matemática simple determinada por unos pocos parámetros.

Finalmente, la información presentada previamente permite concluir que el modelado de la columna vertebral varía dependiendo del objetivo del estudio. Es posible obtener un modelo mediante el péndulo invertido si el objetivo es realizar un análisis de la posición o diseñar un sistema de control análogo al de la columna; si el estudio se enfoca en analizar las cargas en la columna es posible complementar el modelo utilizando resortes y amortiguadores. Una vez que se quiera llevar a cabo un estudio con mayor fidelidad, es necesario considerar factores que conllevan al uso del método de elementos finitos, por medio del cual es posible definir las características específicas de los materiales que se ven implicados en el modelo. Con la finalidad de formular modelos que aproximen el comportamiento biomecánico del hueso de la manera más simple, se han realizado propuestas simplificadas, en las cuales se sacrifica exactitud en los resultados obtenidos, debido a la alta complejidad del comportamiento del mismo. Las funciones mecánicas y la micromorfología de los huesos del cuerpo humano varían según su

funcionalidad. Por consecuencia, las propiedades mecánicas del hueso son variables y no se pueden definir de forma precisa. Éstas dependen entonces de factores tales como la distribución mineral, el arreglo estructural, las variaciones entre individuos (edad, sexo, padecimientos, grupo antropológico) [30], [34] y la función mecánica del hueso del cual provenga la muestra. Los diferentes factores involucrados, su efecto en el comportamiento mecánico y la diversidad de métodos de evaluación de las propiedades, se han traducido en una amplia dispersión de los datos reportados, a la vez de diversas idealizaciones en su modelado. [57]

CONDICIONES DE FRONTERAS Y CARGAS

Existen técnicas y algoritmos para identificar las condiciones de frontera lo cual reduce el tipo de ejecución y programación, usualmente el usuario específico manualmente el contorno cuyos valores serán cero o cuyos valores equivalen a zonas de desplazamiento o funciones de carga. Independientemente de la naturaleza del problema, mediante la selección de las condiciones de frontera se clasifican los contornos esenciales los cuales intervendrán en el movimiento, flujo, desplazamiento, calentamiento, etc.

Se deben considerar tres condiciones de frontera, la condición de sección fija la cual corresponde a la cara inferior de la vértebra L4 donde hace contacto con el disco intervertebral, la condición de frontera de carga corporal la cual se debe al peso del paciente y la sección donde se aplicarán las cargas que se encuentra sobre la superficie superior de la vértebra L3.

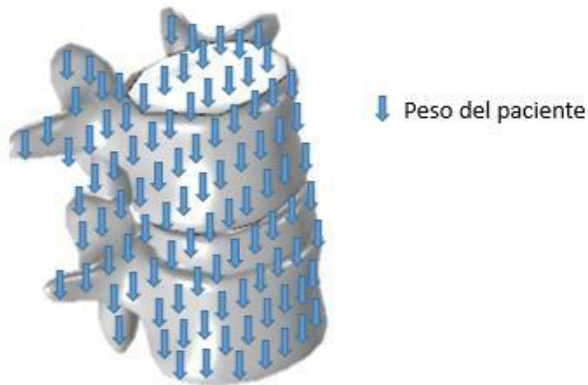


Figura 80 Condición de frontera de carga corporal

EL peso al cual será sometido el conjunto de vértebras lumbares equivale al 60% del peso del paciente, es decir, lo que corresponde al peso del tronco, la cabeza y los brazos. Se consideró el peso de dicha forma para modelar el sistema de acuerdo a la anatomía corporal. Dicho peso se representa por medio de flechas azules las cuales están distribuidas en todo el cuerpo de la geometría.

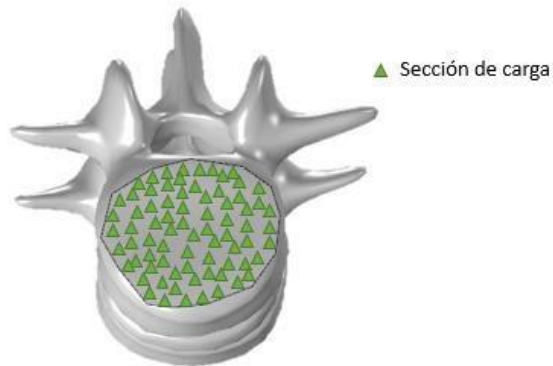


Figura 81 Condición de sección de carga

Con base a la literatura, las cargas se aplican directamente sobre la superficie superior de la vértebra L3. La sección de carga se representa por medio de triángulos verdes la cual hace contacto directo con disco intervertebral que se encuentra entre la vértebra lumbar L2 y la vértebra lumbar L3.

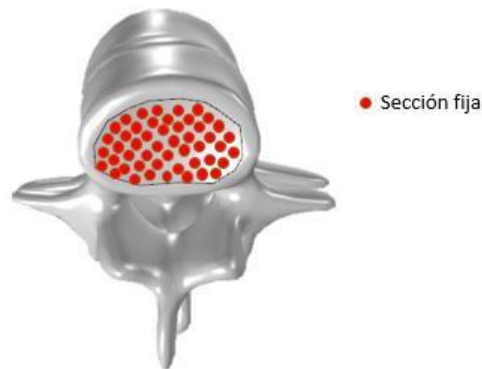


Figura 82 Condición de sección fija

La sección fija limita el desplazamiento de cada punto en una superficie límite que es cero en todas las direcciones. Se representa por medio de círculos rojos y es la que limita el movimiento y desplazamiento del sistema, se ubica sobre la superficie inferior de la vértebra L4.

MALLADO DEL COMPONENTE

Se hizo una sensibilización del mallado para el modelo, se probaron todas las mayas que por default permitía utilizar Comsol y las que convergieron para el sistema fueron las mallas normales, finas, extra finas y extremadamente finas. Esto se debe a que ciertas zonas, aristas o puntos del modelo no se lograban mallar ya que la tolerancia específica para cada malla era más grande que la distribución en esas zonas, por ende, terminaban mallándose de forma inversa. Otro factor determinante para la selección de la malla fue un tiempo de cómputo promedio con la suficiente calidad en estética de los resultados.

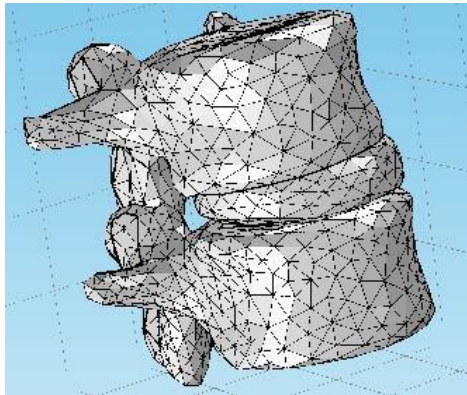


Figura 83 Malla gruesa

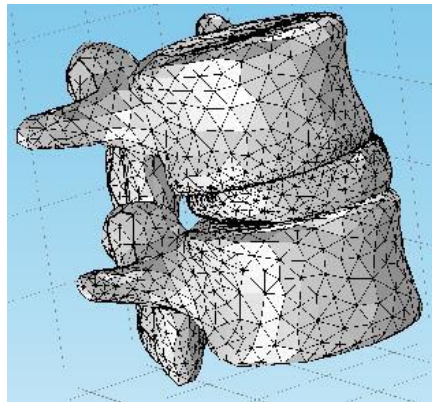


Figura 84 Malla normal

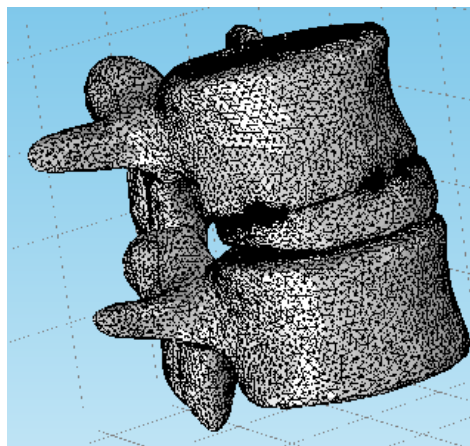


Figura 85 Malla fina

Una de las preguntas al desarrollar el modelado de elementos finitos es cómo elegir una malla. Se requiere de una malla lo suficientemente fina como para dar respuestas precisas, pero no demasiado fina, ya que eso conduciría a un tiempo de solución poco práctico. Como se ha presentado anteriormente existen diferentes tipos de mallas las cuales dependiendo del número de elementos que la componen varían el tiempo de cómputo y la cantidad de memoria que es requerida para simular un proceso.

Se realizó una sensibilización del mallado, para determinar el tipo de malla ideal para el posterior funcionamiento de la aplicación. Se analizaron tres aspectos, esfuerzo de Von Mises, desplazamiento y memoria utilizada. La siguiente tabla corresponde a los datos obtenidos al realizar pruebas de compresión al sistema, con la misma carga y condiciones de frontera.

Tipo de malla	Grados de libertad	Von Mises stress [Mpa]	Desplazamiento [mm]	Tiempo de cómputo [S]	Memoria utilizada [GB]
Normal	90462	9.04E+07	0.00010003	17	2.6
Fina	139140	9.56E+07	0.00010075	33	3.1
Más fina	242151	1.01E+08	0.00010126	76	4.2
Extra fina	512970	1.02E+08	0.00010214	325	8.7

Tabla 1 Sensibilización de la malla

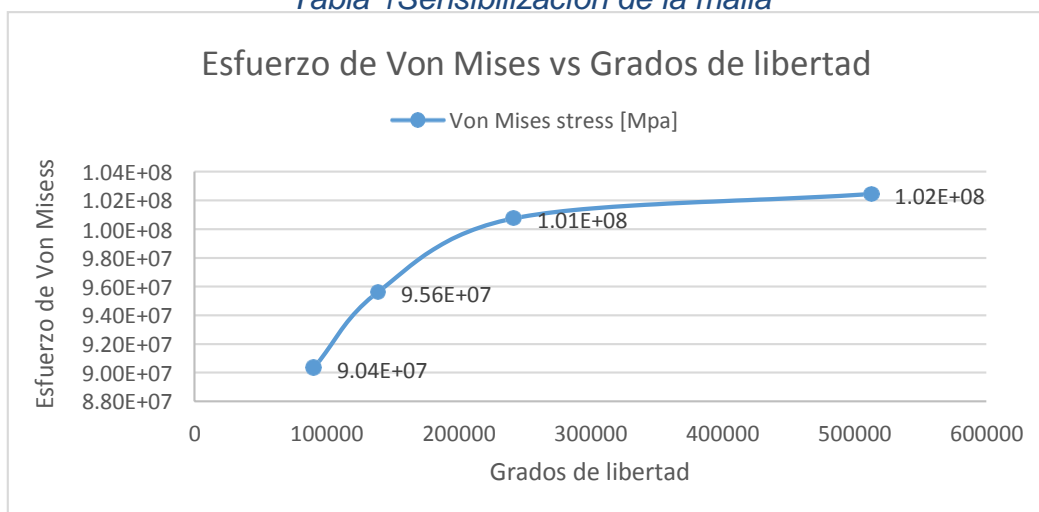


Figura 86 Esfuerzo de Von Mises vs Grados de libertad

Como se puede observar en la ilustración anterior, al comprar los grados de libertad necesarios para desarrollar el análisis y el esfuerzo obtenido de von misess, se ve claramente la tendencia a converger desde la malla fina a la fina. Esto se debe a que entre más número de elementos resuelva en la malla, la calidad de la simulación va aumentado.

En la siguiente ilustración muestra el comportamiento del desplazamiento que tiene el sistema en función del tipo de malla o grados de libertad que está resolviendo el software. Analizando los datos obtenidos, el aumento de desplazamiento que sufre el sistema equivale a valores mínimos del orden de $0.1E-6$ mm, los cuales no representan cambios significativos en la geometría natural de la vértebra.

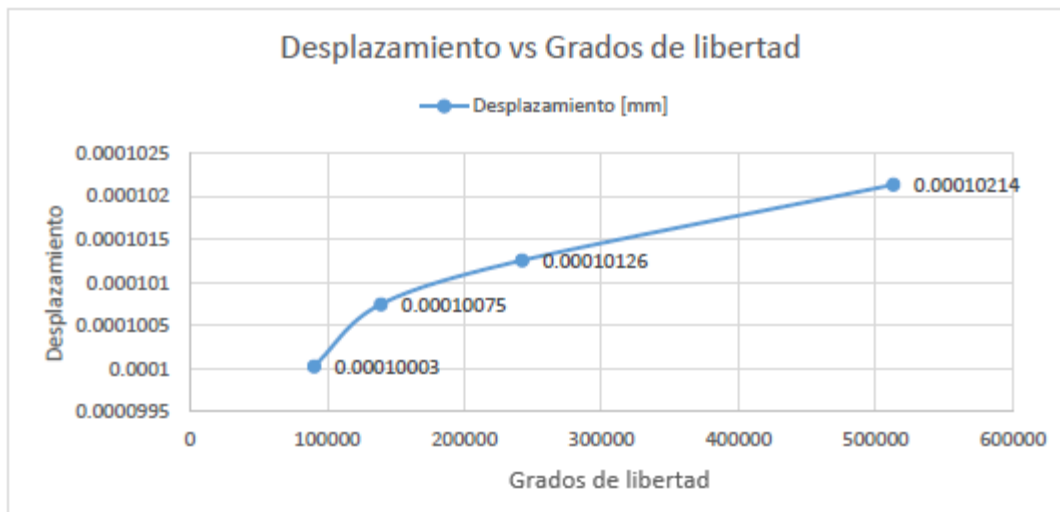


Figura 87 Desplazamiento vs Grados de libertad

Por último, la memoria utilizada en función del tiempo que tardo en desarrollar el análisis por elementos finitos de compresión. Como se puede observar, se ve un incremento considerable en la cantidad de memoria utilizada desde que se implementó la malla fina. La malla que consumió más memoria fue la malla extremadamente fina, la cual resolvió 512970 grados de libertad en 5 minutos y 25 segundos.

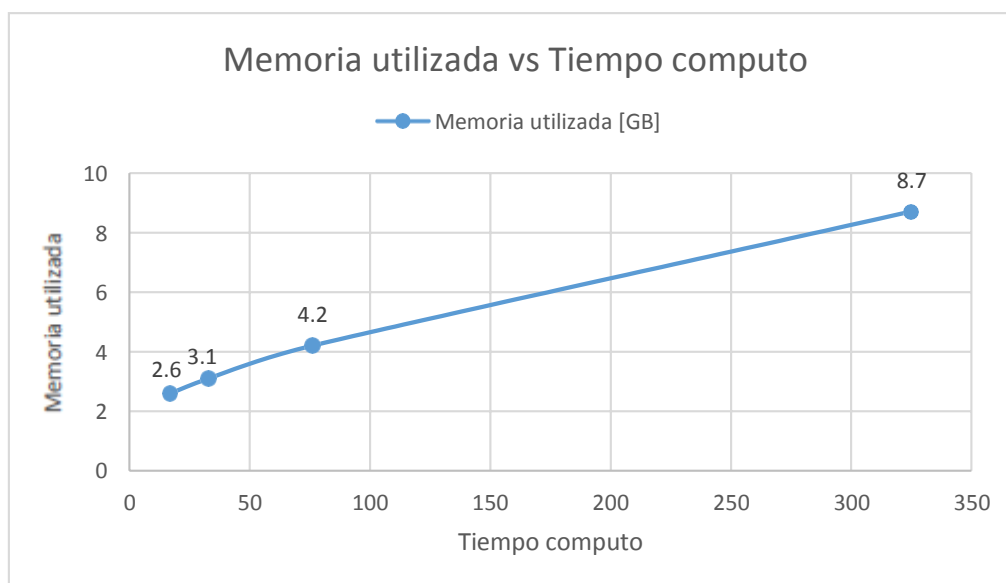


Figura 88 Memoria utilizada vs Tiempo computo

E tiempo de cómputo y la memoria utilizada dependen en gran parte del equipo que se utilice para realizar la simulación. Los equipos más adquiridos en el mercado y que comúnmente son utilizados por entidades gubernamentales, no sobrepasan los 4GB que necesita tener el equipo para el óptimo funcionamiento de la aplicación, por ende, se califica como mal desempeño y se descarta la posibilidad de utilizar las mallas más finas. No tener el equipo adecuado también puede aumentar el tiempo de computo de la simulación, debido a esto pueden generarse errores de mallado e incluso simulaciones incoherentes.

11.2.2. PROCESO

SELECCIÓN DEL SOLVER:

MÉTODO DIRECTO:

Los solucionadores directos utilizados por comsol son MUMPS, PARDISO y SPOOLES. Los cuales se basan en la descomposición LU. Estos solucionadores llegan a la misma respuesta para todos los problemas de elementos finitos. Desde el punto de vista de la solución, es irrelevante que el solucionador que se elija devuelva la misma solución que cualquier otro. Los solucionadores directos difieren principalmente en su velocidad relativa. [36]

MUMPS:

MUMPS utiliza un enfoque multifrontal cuya característica principal es que desarrolla una factorización global por medio de un árbol de ensamblaje. En cada nodo del árbol, elimina una o más variables mediante pasos de eliminación gaussiana sobre una matriz densa, la matriz frontal. Cada borde en el árbol representa el movimiento de datos de un nodo hijo a su padre; que es el nodo adyacente en la dirección de la raíz. Un aspecto importante del árbol de ensamblaje es que sólo define un orden parcial para la factorización. Es decir, las operaciones aritméticas en un par de nodos, donde ni se encuentra en un camino desde el otro a un nodo raíz, son independientes. [37]

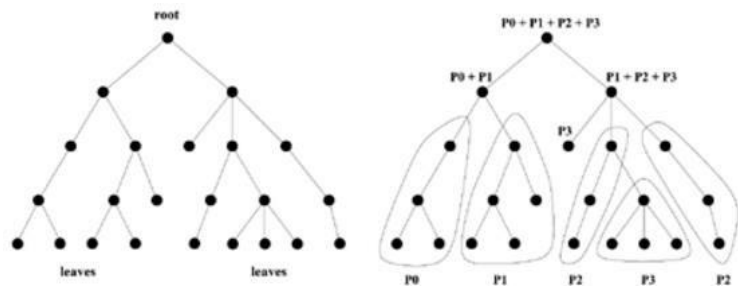


Figura 89 Ensamble de árbol

PARDISO:

PARDISO es un software de alto rendimiento, robusto, eficiente en memoria y fácil de usar para resolver grandes sistemas de ecuaciones lineales simétricos y no simétricos en sistemas de memoria compartida y distribuida. Con el fin de mejorar la fragmentación secuencial y paralela de la factorización numérica, los algoritmos se basan en una actualización Level-3 BLAS, y técnicas de súper nodo.

El método paralelo permite el pivotamiento completo de súper nodos con el fin de equilibrar estabilidad numérica y escalabilidad en el proceso de factorización. Para problemas suficientemente grandes, los experimentos numéricos demuestran que la escalabilidad del algoritmo paralelo es casi independiente de la memoria compartida y la memoria distribuida. [38]

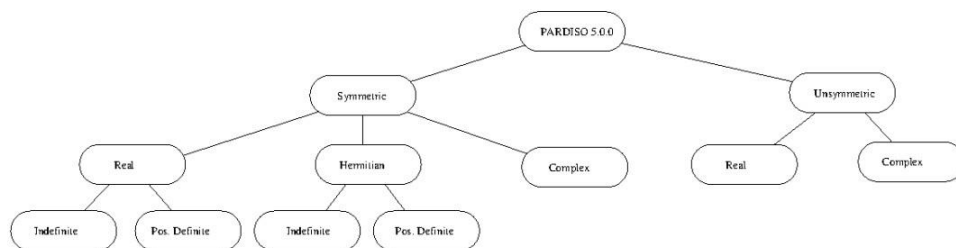


Figura 90 Matrices que puede resolver PARDISO

SPOOLES:

SPOOLES es una librería para resolver sistemas de ecuaciones lineales reales y complejas, escritos en lenguaje C con diseño orientado a objetos. Los cuales permiten calcular y resolver sistemas cuadrados lineales de ecuaciones con estructura simétrica, con o sin pivotamiento para la estabilidad. La factorización puede ser LDLT simétrica, LDLH hermética o LDU no simétrica. El cual puede calcular por medio de factorización directa o una factorización de tolerancia a la caída. [39]

Los solucionadores MUMPS, PARDISO y SPOOLES pueden aprovechar todos los núcleos del procesador en una sola máquina, pero PARDISO tiende a ser el más rápido y SPOOLES el más lento, el cual usa menos memoria que los demás solucionadores.

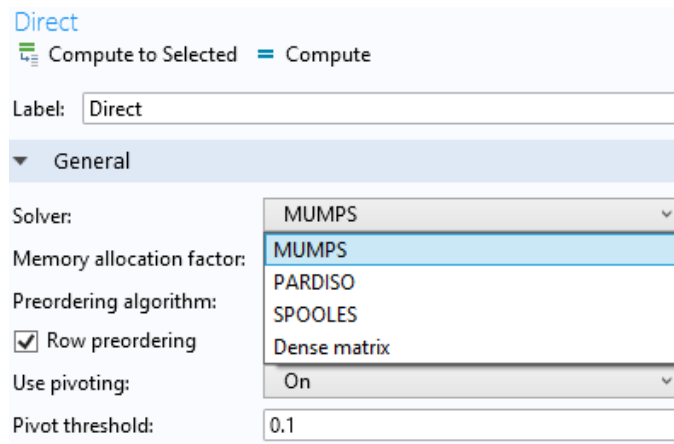


Figura 91 Selección método directo

Todos los solucionadores directos requieren una gran cantidad de memoria RAM, pero MUMPS y PARDISO pueden almacenar la solución fuera de núcleo, lo que significa que pueden descargar algunos de los problemas en el disco duro. El solucionador MUMPS también admite la computación en clúster, lo que le permite utilizar más memoria de la que normalmente está disponible en cualquier máquina individual.

METODO ITERATIVO:

Los solucionadores iterativos en consola abarcan una variedad de enfoques, por medio del método residual mínimo generalizado y el método estabilizado de gradiente biconjugado, en ellas existen muchas variaciones, pero todas se comportan de manera similar. Contrariamente a los solucionadores directos, los métodos iterativos acercan la solución gradualmente, en lugar de hacerlo en un gran paso computacional. Por lo tanto, al resolver un problema con un método iterativo, puede observar la estimación del error al reducir el número de iteraciones.

Cuando se trata de elegir entre los métodos de solución directa o iterativa, hay varios factores a considerar. La primera consideración es la aplicación y el equipo que se utiliza. Dado que los métodos directos son caros en términos de memoria y tiempo de uso intensivo para las CPU, son preferibles para las aplicaciones 2D y 3D de tamaño pequeño a medio. Por el contrario, los métodos iterativos tienen un menor consumo de memoria y, para grandes aplicaciones 3D, superan a los métodos directos. Además, es importante señalar que los métodos iterativos son más difíciles de sintonizar y más difíciles de conseguir trabajar para matrices que surgen de problemas multifísicos.

Se seleccionó el solver directo ya que la sintonización y convergencia de los solver indirectos son factores que, en términos de tiempo y complejidad, generarían problemas difíciles de solucionar para el óptimo desarrollo del proyecto. Cabe resaltar que la geometría de la vertebras no se compone de estructuras grandes ni extremadamente complicadas para asumir solver indirectos.

SOLUCIÓN DEL SOLVER:

SOLUCION ACOPLADA:

En primer lugar, el solver completamente acoplado comienza a partir de una conjetura inicial y aplica iteraciones Newton-Raphson hasta que la solución ha convergido:

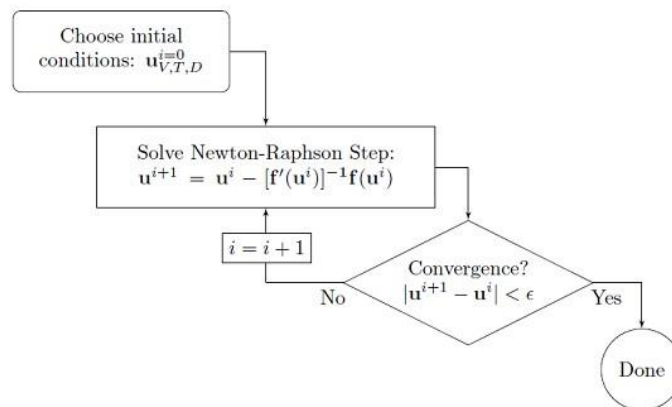


Figura 92 Solución acoplada

Al resolver un problema de este tipo, se obtendrá un gráfico de convergencia, que muestra la estimación de error decreciente entre las repeticiones de Newton-Raphson. Idealmente, el error debería bajar si converge, luego comienza converger las cargas, las no linealidades y los acoplamientos multifísicos. Este enfoque casi siempre requerirá un solucionador directo más intensivo en memoria para resolver el sistema lineal de ecuaciones en cada paso de Newton-Raphson. [40]

SOLUCIÓN SEGREGADA

El solver con enfoque segregado, resuelve cada física secuencialmente hasta la convergencia:

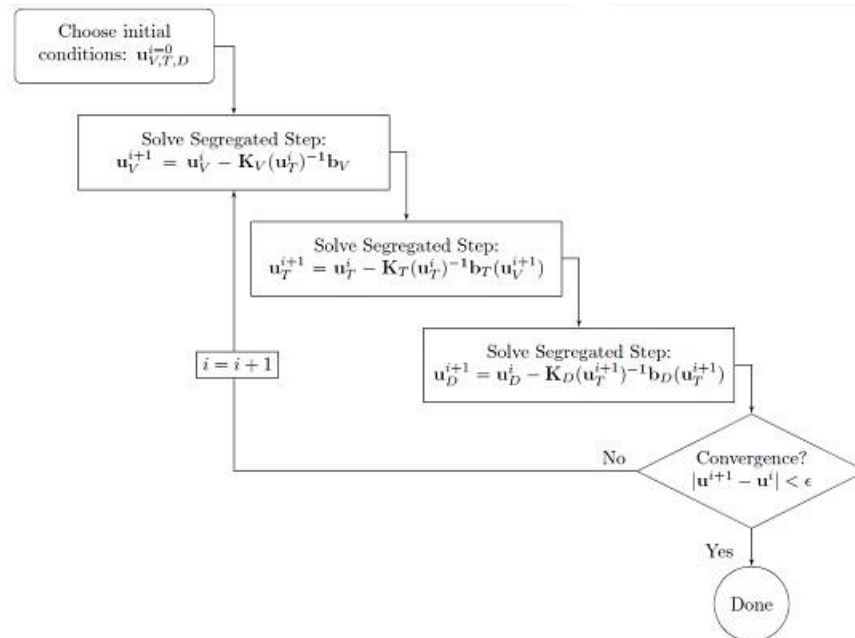


Figura 93 Solución segregada

Se obtendrá un tipo diferente de diagrama de convergencia para tal problema, uno que muestre el error asociado con cada física que está resolviendo. Cada paso segregado puede ser un problema no lineal por sí mismo, y puede resolverse hasta una tolerancia deseada, y con un amortiguamiento personalizado, según sea apropiado para la combinación particular de problema de física que se resuelve.

Con este método de solución, se obtendrán al menos dos gráficos de convergencia, uno para el solver iterativo posiblemente utilizado dentro de un paso segregado y un segundo para la convergencia general del enfoque segregado. [40]

Cuando se resuelve un problema multifísico, comsol asumirá el acoplamiento entre todas las físicas, y tratará de elegir el enfoque óptimo totalmente acoplado o segregado, basado en la física y el tamaño del problema.

Los solucionadores segregados como los acoplados totalmente acoplados requieren iteraciones para problemas no lineales. Ambos pueden usar solucionadores lineales directos o iterativos. La diferencia principal es que el solver completamente acoplado opera sobre la matriz Jacobiana completa como una entidad. El solver segregado divide la matriz jacobiana en sub-problemas más pequeños, generalmente por el tipo de grado de libertad. Diferentes estrategias de solución se pueden utilizar para cada sub-problema. Para la elección del solver se tuvo en cuenta la literatura y experiencias de diferentes autores donde afirman que el solver totalmente acoplado generalmente requiere menos iteraciones para compilar el sistema.

POSTPROCESO

Los resultados numéricos de simulación muestran que la deformación de las vértebras bajo cargas como compresión, flexión y extensión, se transfiere en dolores severos en la zona lumbar. Ya que, al someter el disco a estas condiciones de carga, tiende a achatarse y a afectar estructuras biológicas como son los músculos multifidos y músculos de cuadrado lumbar, los cuales intervienen en los movimientos cotidianos del paciente.

Las cargas de torsión y combinadas son las que generan los mayores desplazamientos, ocasionando que los componentes del sistema se vean más afectados y dañados, lo que genera un incremento de los esfuerzos que se presentan.

Al simular compresión combinada con flexión y/o flexiones laterales se obtienen valores críticos en la geometría que podría llegar a afectar la médula espinal. Dichos análisis sirven para comprender mejor patologías lumbares. Los resultados obtenidos podrían mejorar en futuro el modelo biomecánico y así considerar comportamientos visco elásticos de los tejidos blandos.

La deformación se representa en la vida real como pequeñas fracturas o incluso como indicios de espondilólisis. Por lo cual la articulación facetaría quedaría separada del resto de las láminas de las vértebras afectando demás estructuras lumbares. Consecuente a esto aumentaría el grado de riesgo de denegación de disco gracias al desplazamiento anormal que tendrían las vértebras.

11.3. ANEXO 3

11.3.1. DESARROLLO DE LA INTERFAZ GRÁFICA

La interfaz gráfica permite simular diversas situaciones a las cuales podrían someterse el par de vértebras. Dicha aplicación se desarrolló para uso de la medicina como una herramienta que proporcione una perspectiva diferente al médico para poder determinar en qué situación se encuentra el paciente en términos de que tanto se ve afectado el sistema lumbar, y poder dar su apreciación sobre el tratamiento a seguir.

Para poder empezar a desarrollar la interfaz se debe primero realizar un modelo base por elementos finitos del sistema el cual será el que se integrara a la aplicación. A medida que se trabaja en la aplicación se puede ir agregando nuevas cosas al modelo de Comsol y así complementar el sistema.

Para abrir el application builder es necesario guardar el archivo con el formato mphapp.

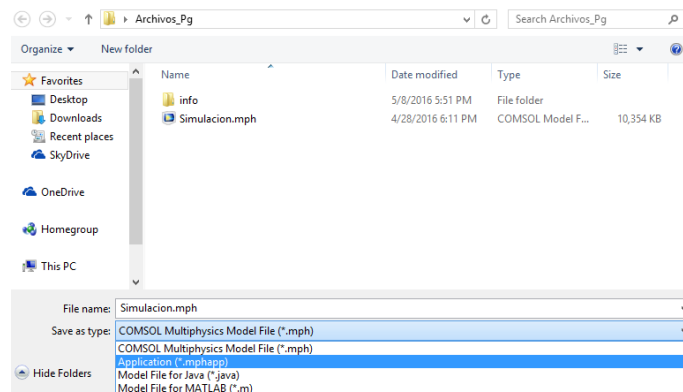


Figura 94 Formato .mphapp

Después de guardar el archivo con el formato previamente mencionado, automáticamente se abre una pantalla de form, la cual se convertirá en el escritorio base de la aplicación. En dicho form, se deben seleccionar las entradas, gráficas y botones básicos los cuales estarán como default en la aplicación.

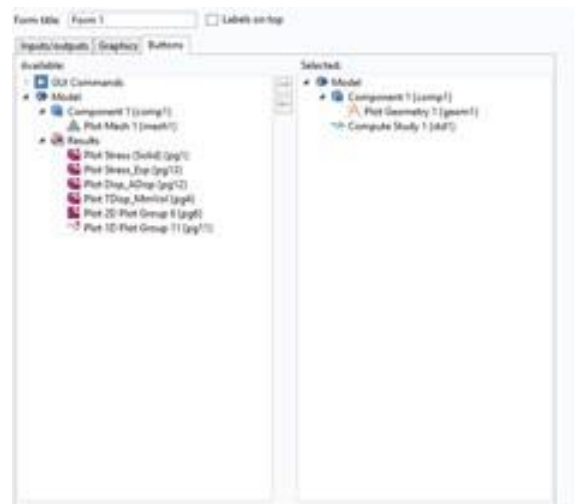


Figura 95 Selección de parámetros básicos

Ya seleccionados los parámetros básicos de la aplicación, se procede a crear la barra de tareas y a programar los comandos que se deben correr con cada variable o botón en la interfaz.

La barra de tareas debe tener las herramientas para poder hacer de la aplicación una interfaz interactiva con la cual se pueda acceder a la configuración, resultados y reporte de la simulación. Contiene una sección de gráficos en el cual se van a mostrar todos los resultados que sean simulados en la app.

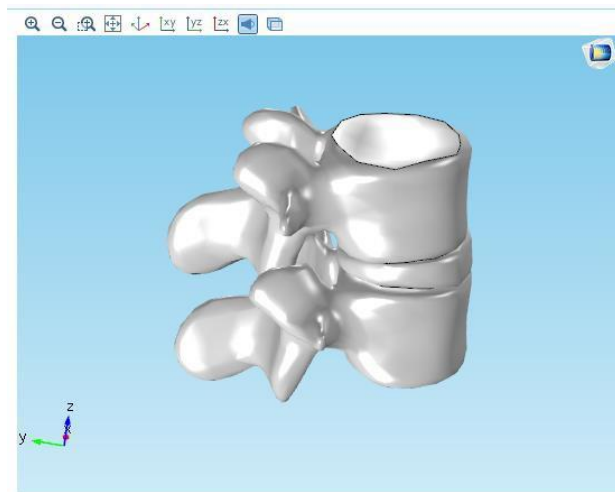


Figura 96 Sección de gráficos

La interfaz gráfica posee dos pestañas, la pestaña de file y la pestaña de home. La pestaña de file tiene dos herramientas básicas que permiten al usuario salvar sus avances en el desarrollo de una simulación y una herramienta para cerrar la aplicación. Dichas herramientas son: guardar aplicación, guardar aplicación como y salir.

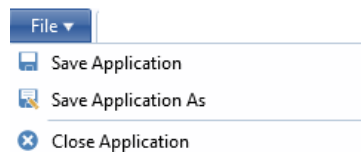


Figura 97 Pestaña file

La pestaña de home se encarga de las herramientas que necesita el usuario para el desarrollo y visualización de una simulación, así como unas herramientas adicionales para optimizar tareas. Dichas herramientas son: Reset, Von Mises, Flow, Player y Document.

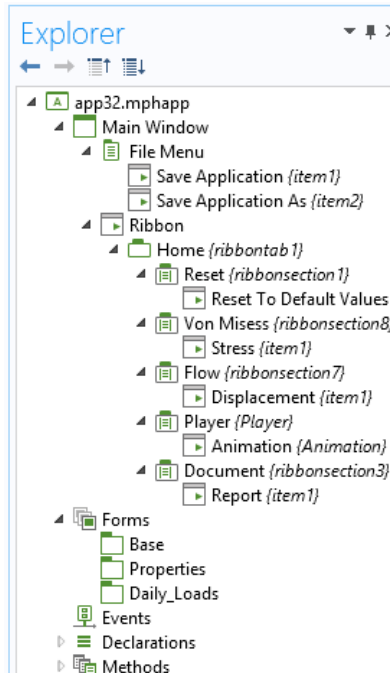


Figura 98 Configuración de las herramientas de la aplicación

Cada pestaña este programa para realizar diferentes acciones, la pestaña de reset se encarga de resetear todos los valores y graficas a un valor default que ha sido pre configurado.

Command	Icon	Arguments
Set Peso1 of Parameters {param}		50
Set Peso2 of Parameters {param}		5
Set Gravedad of Parameters {param}		9.8
Set MYoung_Vertebr a of Parameters...		200000000
Set Densidad_Vertebr a of Parameter...		1908
Set MPoisson_Vertebr a of Paramete...		0.3
Set MYoung_Disco of Parameters {p...		4200000
Set Densidad_Disco of Parameters {...		1045
Set MPoisson_Disco of Parameters {...		0.45
Plot Geometry 1 {geom1}		Base/graphics1
Plot Geometry 1 {geom1}		Base/graphics2
Disable Fixed Constraint 3 {fix3}		

Figura 99 Configuración de reset

La pestaña de Von Mises permite al usuario visualizar el estado de esfuerzo, en conjunto con Flow se encargan de ilustrar la deformación, el flujo de desplazamiento se aprecia en forma de vectores.

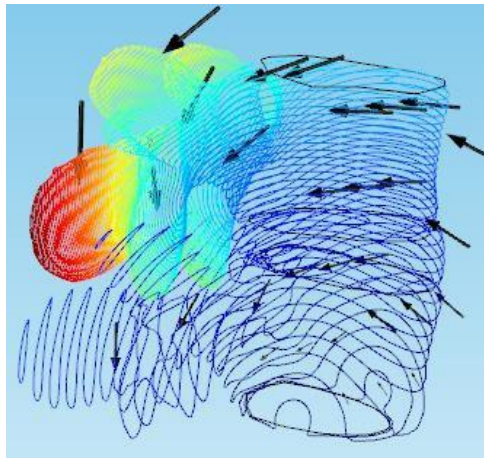


Figura 100 Resultado de flow

Player reproduce un video de la simulación para apreciar cómo se va deformando el sistema y Document permite crear un reporte donde se encuentran todas las variables, condiciones de frontera, propiedades y procedimientos que se desarrollaron para simular.

La aplicación tiene dos espacios determinados para las propiedades, se define el peso de la persona y el peso adicional al cual será sometido el sistema, dichas variables se pueden variar numéricamente o utilizando una barra.

The image shows a software interface with two main sections. The top section is labeled 'Patient Weight:' and contains a text input field with the number '50' and the unit 'kg' to its right. Below this is a horizontal slider bar with a small grey rectangular handle positioned approximately one-third of the way from the left. The bottom section is labeled 'Additional Weight:' and contains a text input field with the number '5' and the unit 'kg' to its right. Below this is another horizontal slider bar with a small grey rectangular handle positioned approximately one-third of the way from the left. The entire interface is enclosed in a light blue border with a dashed vertical line on the right side.

Figura 101 Propiedades interfaz

El form de Daily_loads está compuesto por seis botones los cuales corresponden a diferentes condiciones de carga, las cuales se pueden presentar en la vida diaria de una persona como: cargar un niño, hacer ejercicio, llevar un bolso, etc.

Se configura cada botón activando y desactivando variables del programa inicial para desarrollar el análisis por elementos finitos correspondiente a cada situación.

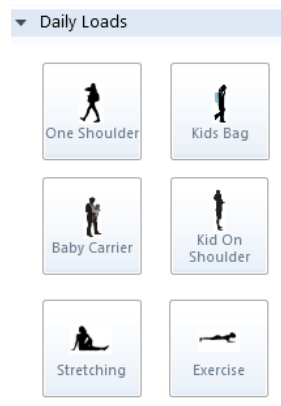


Figura 102 Situaciones cotidianas

Command	Icon	Arguments
Enable C1 {bnd1}		
Compute Study 1 {std1}		
Plot Deformation1 {pg14}		Base/graphics1
Disable T1 {bnd2}		
Disable E1 {bnd3}		
Disable F1 {bnd4}		
Disable FL1 {bnd5}		
Disable CA1 {bnd6}		
Disable CP1 {bnd7}		
Set Peso2 of Parameters {param}		0

Figura 103 Variables seleccionadas para kid on shoulder

La ilustración previa hace referencia a las variables que, seleccionadas para simular la situación de llevar un bebe o niño sobre los hombros, se modela como un estado de carga donde se aplica compresión sobre la vértebra L3.

La aplicación tiene una sección de registro de procesos, donde se muestran características específicas de la simulación, como tiempo de cómputo, memoria física, memoria virtual, etc.

```

Stationary Solver 1 in Solution 1: Solution time: 15 s
Physical memory: 1.68 GB
Virtual memory: 1.91 GB

```

Figura 104 Registro de proceso