



PONTIFICIA **UNIVERSIDAD CATÓLICA** DEL PERÚ

Esta obra ha sido publicada bajo la licencia Creative Commons  
Reconocimiento-No comercial-Compartir bajo la misma licencia 2.5 Perú.

Para ver una copia de dicha licencia, visite  
<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/2.5/pe/>



PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERU

ESCUELA DE GRADUADOS

MODELADO Y OPTIMIZACIÓN DE UNA PLACA  
(IMPLANTE) PARA SUJECIÓN DE INJERTO EN LA  
COLUMNA VERTEBRAL POR EL MÉTODO DE LOS  
ELEMENTOS FINITOS

PRESENTADO POR:

HELARD HENRY ALVAREZ SÁNCHEZ

PARA OPTAR EL GRADO DE MAGÍSTER EN INGENIERIA MECANICA

LIMA – PERU  
2003

## INDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO 1	
LA COLUMNA VERTEBRAL	
1. La columna vertebral.	4
1.1. Descripción.	5
1.1.1. El hueso.	7
1.1.2. Las vértebras.	9
1.1.3. El disco intervertebral.	13
1.1.4. Los músculos de la columna vertebral.	13
1.2. Alteraciones de la columna.	13
1.2.1. Escoliosis.	14
1.2.2. Cifosis.	14
1.3. Las fracturas.	16
CAPITULO 2	
LA BIOMECÁNICA	
2. La biomecánica.	21
2.1. Elementos de la biomecánica.	21
2.1.1. Coordenadas cartesianas en el plano y el espacio.	21
2.1.2. Fuerza y presiones.	21
2.1.3. Equilibrio estático en traslación del raquis.	22
2.1.4. Momento de una fuerza.	22
2.1.5. Equilibrio estático en rotación del raquis.	23
2.2. Biomecánica de la columna vertebral.	23
2.3. Modelos biomecánicos de la columna vertebral.	24
2.3.1. Modelo segmental de la columna en flexión.	24
2.3.2. Modelo de la columna cargada en flexión.	28
2.3.3. Modelo de la columna cargada de en extensión.	31

## CAPITULO 3

## LOS IMPLANTES

3. Los implantes.	34
<b>3.1.</b> Biomecánica de los implantes de la columna vertebral.	36
<b>3.2.</b> Tipos de implantes.	42
<b>3.2.1.</b> Implantes de la región cervical.	42
<b>3.2.2.</b> Implantes de la región toracolumbar.	43
<b>3.2.3.</b> Tornillos transpediculares.	45
<b>3.3.</b> Implante tipo placa del Dr. Fuentes Davila (FUDA).	47

## CAPITULO 4

## MODELAMIENTO MATEMÁTICO

4. Modelo clásico y matemático.	50
<b>4.1.</b> Modelo simplificado clásico.	50
<b>4.2.</b> Método de los elementos finitos.	50
<b>4.2.1.</b> Definiciones generales.	50
<b>4.2.2.</b> Definición del problema.	51
<b>4.2.3.</b> Teoría básica sobre sólidos tridimensionales analizados con elementos finitos.	51
<b>4.2.3.1.</b> Campo de desplazamientos.	51
<b>4.2.3.2.</b> Campo de deformaciones.	52
<b>4.2.3.3.</b> Campo de tensiones.	53
<b>4.2.3.4.</b> Relación constitutiva de tensión-deformación.	53
<b>4.2.3.5.</b> Principio del trabajo virtual (PVT).	54
<b>4.2.4.</b> Formulación de los elementos finitos. Elemento tetraédrico de 4 nodos.	55
<b>4.2.4.1.</b> Discretización del campo de desplazamientos.	56
<b>4.2.4.2.</b> Matriz de deformación.	58
<b>4.2.4.3.</b> Matriz de rigidez del elemento.	59
<b>4.2.4.4.</b> Vector de fuerzas nodales equivalente.	60

## CAPITULO 5

## APLICACIÓN Y SIMULACIÓN NUMÉRICA

5. Aplicación de los elementos finitos.	61
<b>5.1. Preproceso.</b>	64
<b>5.1.1.</b> Determinación del modelo geométrico.	64
<b>5.1.2.</b> Definición del material.	67
<b>5.1.3.</b> Definición de las restricciones.	68
<b>5.1.4.</b> Determinación de las cargas actuantes.	69
<b>5.1.5.</b> Modelado final.	72
<b>5.1.6.</b> Creación del enmallado (discretización).	74
<b>5.2. Proceso.</b>	76
<b>5.3. Post – proceso. Análisis de resultados.</b>	77
<b>5.3.1.</b> Determinación de los esfuerzos y desplazamientos del modelo A.	77
<b>5.3.2.</b> Determinación de los esfuerzos y desplazamientos del modelo B.	79
<b>5.3.3.</b> Determinación de los esfuerzos de los tornillos.	88
<b>5.3.4.</b> Determinación del factor de seguridad.	89
CONCLUSIONES	90
BIBLIOGRAFÍA	93

## RESUMEN

El desarrollo de partes biomecánicas se realiza desde hace muchos años, con el fin de conseguir una solución a los diferentes problemas que se presentan en el sistema óseo.

Surge así la necesidad de conocer cual debe ser el material adecuado para la fabricación de dichas prótesis, cual es el su comportamiento cuando esta sometido a diferentes condiciones de carga.

En este trabajo se pretende hacer un modelo de análisis simplificado que permita evaluar cuantitativamente y cualitativamente el comportamiento estructural de la prótesis aplicada en la columna vertebral. La herramienta a utilizar será el método de los elementos finitos (FEM), que ha sido empleado en muchos otros estudios biomecánicos sobre todo aplicados a las prótesis totales de cadera. Una ventaja de aplicar este método es realizar múltiples simulaciones con un coste reducido frente a la experimentación.

Se persigue contribuir a la difusión de las aplicaciones prácticas del Método de los Elementos Finitos en el campo de la bioingeniería; conseguir un acercamiento entre los desarrollos teóricos y las aplicaciones concretas.

## INTRODUCCIÓN

La columna vertebral está compuesta por huesos perfectamente estructurados y articulados unos sobre otros, que le da a cada segmento una funcionalidad específica, dinámica y estable. Pero en algunos casos esa estructura armónica se ve afectada por enfermedades en las propias vértebras o en su contenido como son las raíces nerviosas o la médula espinal.

Para tratar estos padecimientos en muchas ocasiones es necesario intervenir quirúrgicamente a los pacientes para liberar los nervios que están atrapados o, bien, a la médula que puede estar comprimida por un tumor. La causa más frecuente de atrapamiento de una raíz nerviosa es la llamada "hernia de disco vertebral" pero las deformaciones de los cuerpos vertebrales o los tumores de la columna vertebral son también condiciones que implican reestructurar esa armonía de la columna, siendo entonces necesario utilizar los llamados "implantes" de columna vertebral. Gracias a los implantes se ha reducido la estancia hospitalaria y el enfermo se incorpora más pronto a sus actividades cotidianas, disminuyendo también el tiempo de uso de los collarines que antes se prolongaba hasta por seis meses.

El implante o la instrumentación consiste en la colocación de elementos rígidos y cuando se colocan, la columna recupera su curvatura normal. Sin embargo, cuando se fijan varios segmentos, en ocasiones hay una lucha entre la columna que quiere recuperar su curvatura normal y la rigidez del implante. Cuando esta situación se da puede causar dolores al paciente, por ello ha habido la necesidad de retirar el implante, sobre todo fijaciones muy amplias de más de tres segmentos.

El estudio del comportamiento de los implantes y del uso de determinadas técnicas quirúrgicas sin necesidad de realizar ensayos “in vitro” está cobrando gran importancia debido a la creciente dificultad de obtener muestras.

Los sistemas de estabilización utilizados actualmente en el raquis son muy numerosos, pero no se conoce cuál es el óptimo. Aunque es imprescindible realizar estudios clínicos para la evaluación de implantes que permitan llegar a conocer qué tipo de sistema de fijación es el óptimo y, dentro de cada sistema, qué configuración es la más indicada para un determinado tipo de lesión, éstos presentan numerosos problemas. El gran número de variables que influyen en el resultado clínico de un implante (parámetros mecánicos, derivados del procedimiento quirúrgico, factores individuales, complejas condiciones de carga, etc.) hace difícil el control de las experiencias. Además, pueden surgir problemas éticos y legales. Por otra parte, los ensayos biomecánicos “in vitro” proporcionan la rigidez del conjunto raquis-implante, pero es muy difícil conocer a partir de ellos información sobre los esfuerzos a los que se encuentra sometido el implante. Por tanto, parece necesario contar con otros métodos que permitan evaluar los implantes de raquis sin necesidad de recurrir a experimentación “in vivo” o “in vitro” y que, al mismo tiempo, suministran más información sobre el comportamiento del implante al investigador y al cirujano. Estos métodos se centran, en la actualidad, en la realización de modelos de elementos finitos que permiten simular el comportamiento de la columna de forma individual y después de la implantación de un sistema de fijación de la columna.

El objetivo del trabajo es analizar la placa (implante) a través de un modelo capaz de proporcionar valores de tensiones y desplazamientos bajo las diferentes condiciones de carga en distintos puntos de la placa que pueden ser necesarios conocer. Esta información



es de gran importancia, porque una cirugía persigue que la prótesis - hueso del sistema este bajo un estado mecánico íntimo al hueso, promueve una estabilidad más grande y durabilidad de la placa y reduce el número de cirugías necesarias durante la vida del paciente.

Para obtener estos datos se lograra a través del uso de simulaciones matemáticas, debido a la flexibilidad presentada por este tipo de método. Sin embargo, debido a las características de los materiales que componen el hueso, el modelamiento presenta algunas dificultades. Dentro de los métodos de simulación matemática se ha escogido el Método de los Elementos Finitos (FEM), y para la modelización un programa de CAD 3D.

En el capítulo 1 se explicara todo lo concerniente a la columna vertebral para conocer su función, su composición, y sus alteraciones. En el capítulo 2 se presenta los conceptos de la biomecánica así como también los diferentes modelos biomecánicos para la determinación de las fuerzas que actúan en la columna, así tenemos el modelo segmental, el modelo cargada en flexión que será el modelo que utilizaremos para este trabajo. El capítulo 3 trata lo referente a los implantes, los tipos y características principales; el implante tipo placa será nuestro objetivo, las placas son sujetadas con tornillos quirúrgicos al cuerpo de las vértebras; dichas placas son de acero inoxidable y aleación de titanio. El capítulo 4 referido al modelamiento matemático; se explica como se hará uso de la técnica de los elementos finitos. En el capítulo 5 se realiza la simulación de los modelos planteados con los programas: Solidworks y Cosmos/Works, el primero se usara para la parte del CAD y el segundo para el análisis por elementos finitos por medio de un modelo del implante; a través de él se obtendrá los valores de tensión (esfuerzos) y desplazamiento bajo las diferentes condiciones de carga biológicas.

## CAPITULO 1

## LA COLUMNA VERTEBRAL

## 1. La columna vertebral.

La espina o columna vertebral[1], es el eje del neuroesqueleto formado por una fila de vértebras o huesos cortos articulados entre sí. Tiene varias funciones en el cuerpo humano, protege el nervio central que atraviesa una abertura en cada unión de las vértebras.

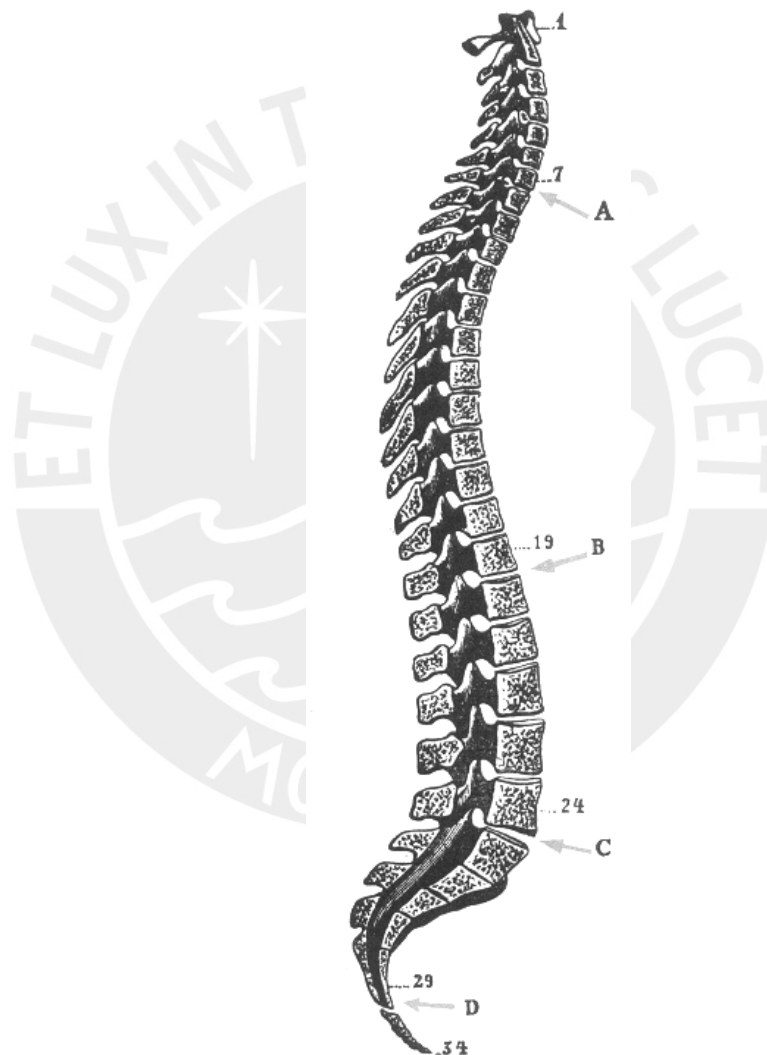


Fig. 1.1. Vista de la columna vertebral

También sirve como el apoyo axial del esqueleto humano y mantiene la flexibilidad y curvatura de la espalda.

1.1. Descripción.

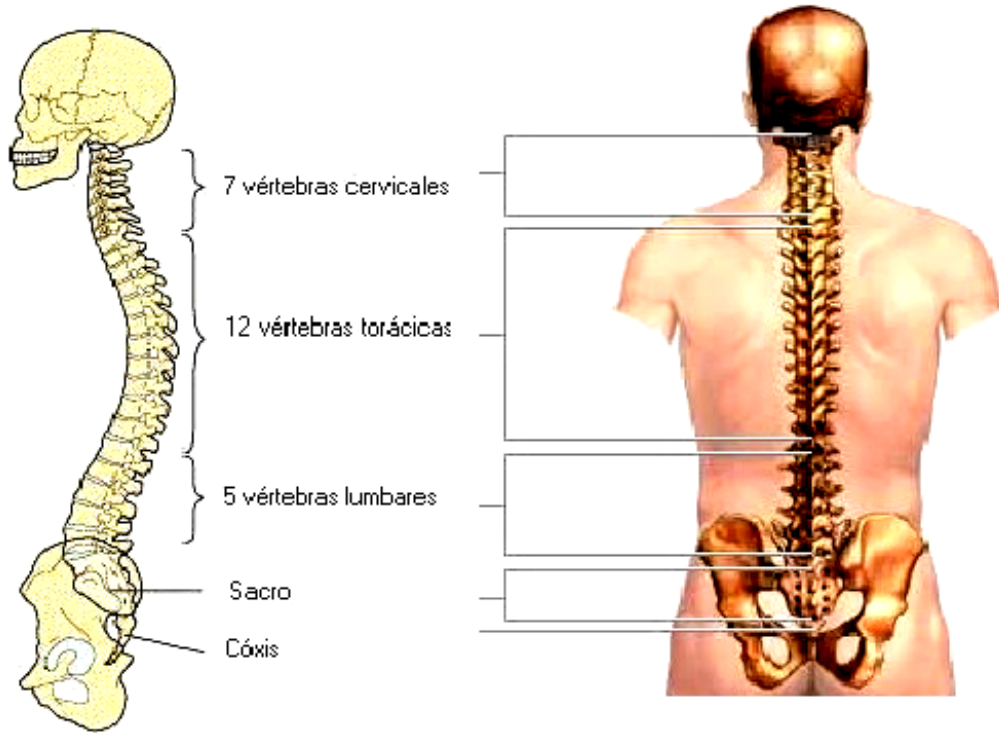


Fig. 1.2. La columna vertebral con sus numeración de vértebras y regiones

La espina o columna vertebral consta de 33 vértebras, incluyendo las del sacro y el cóxis. La porción superior de la columna se denomina **región cervical** y esta compuesta de 7 vértebras (**C1-C7**), la media porción de la espina consiste de 12 vértebras (**T1-T12**) y es llamada la **región torácica**. Los próximas 5 vértebras (**L1-L5**) constituyen la región lumbar. La región del sacro y región del cóxis están compuestas de 5 vértebras unidas (**S1-S5**) y 4 vértebras unidas (**Co1-Co4**), respectivamente. Las vértebras individuales de las cinco regiones están etiquetados por la región particular y situadas dentro de la misma (por ejemplo, la segunda vértebra de la región cervical es C2). Ver Fig. 1.2.

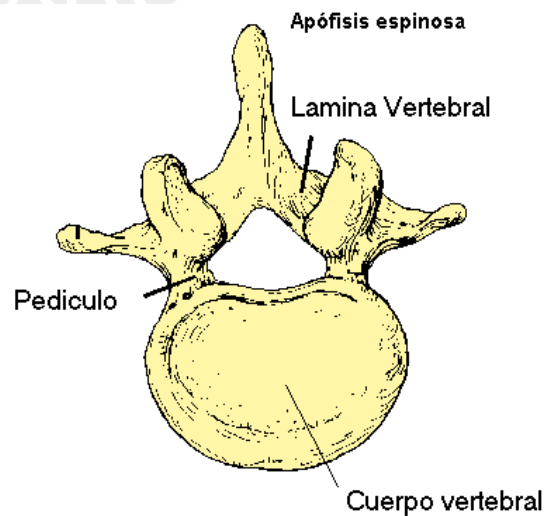


Fig. 1.3. Vértebra típica

La mayoría de la carga aplicada a la columna se transmite al cuerpo vertebral que también sirve de apoyo a los discos intervertebrales. El pedículo y lámina, mostrados en la Fig. 1.3. y la Fig. 1.4., conectan el cuerpo vertebral y el apófisis, mientras forman el arco vertebral.

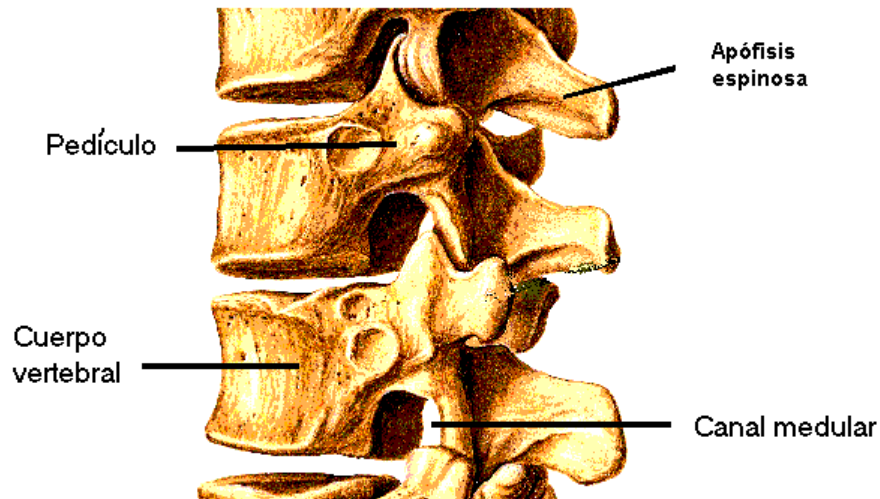


Fig. 1.4. Ubicación

Entre las vértebras se ubican los discos intervertebrales que actúan como amortiguadores para la columna vertebral. Cada disco está rodeado por una capa exterior dura llamada *anillo fibroso*[2], ver Fig. 1.5.

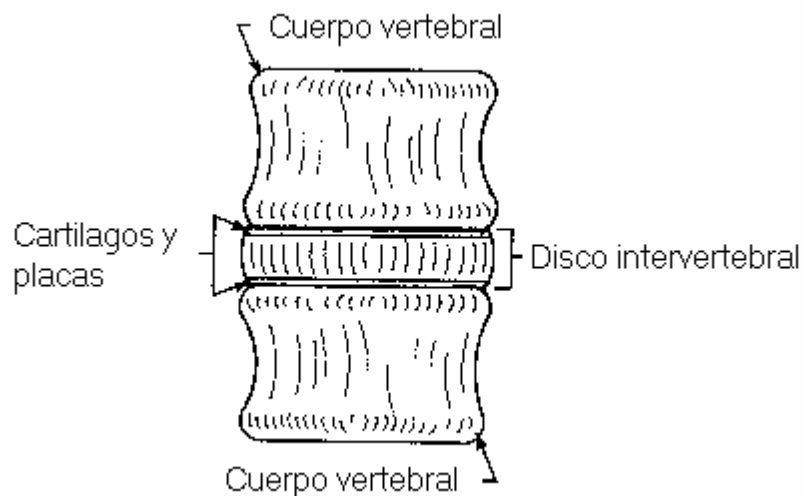


Fig. 1.5. Disco intervertebral

El interior del disco es una zona húmeda, está compuesto por una sustancia llamada núcleo pulposo; ver Fig. 1.6. El núcleo pulposo es cartilaginoso y muy elástico, encargado de recibir los nutrientes de la difusión de los vasos de las sangres en la fibrosis del anillo y la superficie del cuerpo vertebral. En general, los discos intervertebrales permiten realizar movimientos libre de la parte posterior agregando flexibilidad a la espina.

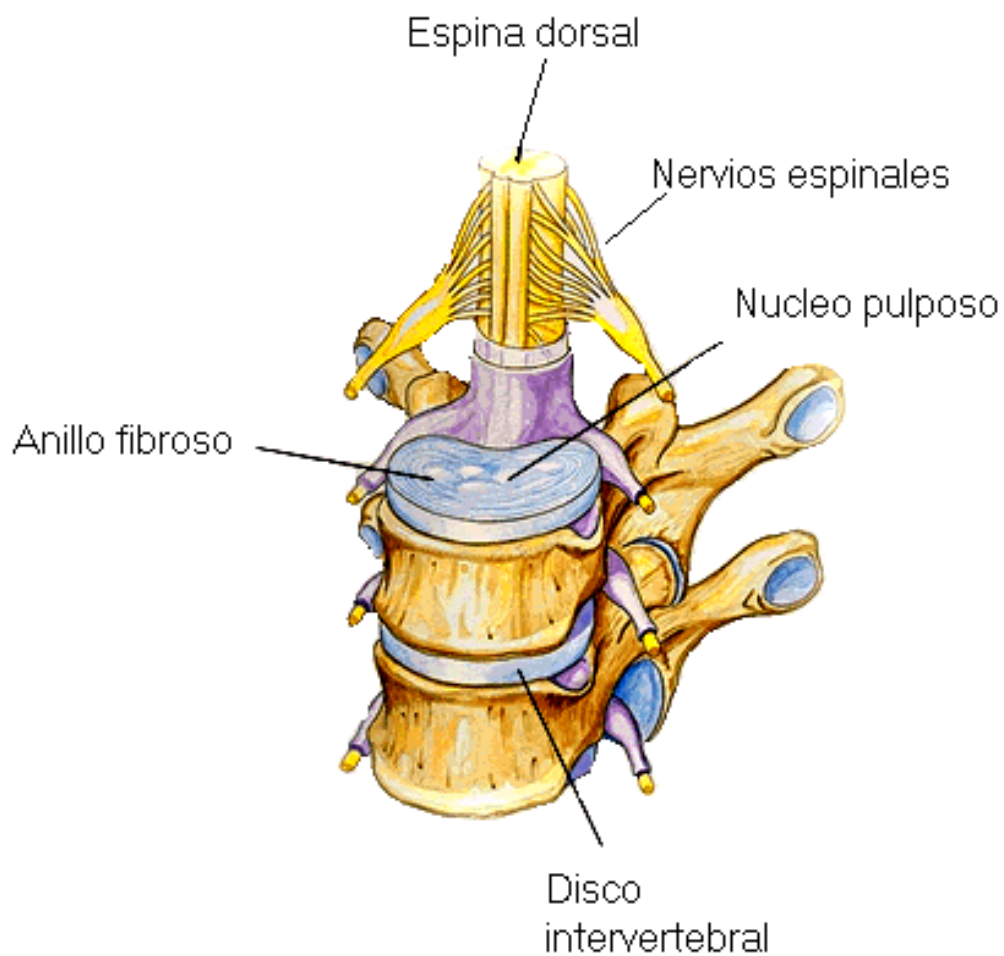


Fig. 1.6. Disco y detalles de la espina

### 1.1.1. El hueso.

El hueso[3] es un material de naturaleza viscoelástica, el estudio del hueso se aborda bajo un punto de vista físico, es decir como biomaterial.

Los materiales biológicos son compuestos similares a los componentes convencionales. En el régimen mecánico, pueden trabajar en tres regiones distintas: la primera, bajo carga moderada lo que constituye el régimen normal o fisiológico, la segunda bajo régimen de sobrecarga, en el que se produce deformación permanente o plástica, y el tercer régimen de fractura, para cargas elevadas donde el tejido se rompe.

El tejido óseo, puede considerarse mecánicamente similar aun composite, y se compone de dos fases: mineral, formada por la hidroxiapatita y orgánica, constituida por el colágeno. En el esqueleto humano, existen dos clases de hueso: laminar y fibroso. El segundo es un tejido que no posee organización macroestructural definida ni buenas propiedades mecánicas y aparece en circunstancias especiales, como en el proceso de reparación de las fracturas, en estadios embrionarios, etc. El primero, puede presentar a su vez dos disposiciones estructurales distintas: hueso compacto o hueso esponjoso, y posee una organización orientada al soporte mecánico de cargas.

Tabla N°1. Propiedades mecánicas del hueso

	Módulo de elasticidad E (N/mm <sup>2</sup> )	Resistencia máxima $\sigma$ (N/mm <sup>2</sup> )	Coefficiente de Poisson $\nu$	Deformación a la fractura $\epsilon$ (%)
Hidroxiapatita	100000	12.5	-	-
Hueso cortical	15000	100	0.32	1 a 2
Hueso esponjoso vértebra	70 a 160	2 a 10	0.3	20 a 50

Desde un punto de vista físico, las magnitudes de especial importancia son: la velocidad de deformación a que es sometido y la energía que absorbe antes de la fractura, dada la naturaleza viscoelástica del hueso, es conveniente indicar la velocidad de deformación con que se ha realizado el ensayo mecánico.



La tabla N°1 son valores referenciales, pues no existe uniformidad en cuanto a las velocidades de deformación con que se han realizado los ensayos de los distintos materiales.

### 1.1.2. Las vértebras

En una vértebra pueden destacarse dos zonas bien definidas: el cuerpo vertebral, situado anteriormente, y el arco vertebral, en la zona posterior. El cuerpo vertebral es una masa ósea cilíndrica, formada por huesos de naturaleza esponjoso rodeado de una capa de cortical, y limitado craneal y caudalmente por dos caras o superficies horizontales que limitan con discos intervertebrales. El arco vertebral es una estructura en anillo a través de la cual discurre la medula espinal, y posee tres zonas de interés biomecánico: los pedículos, los istmos y las carillas interarticulares que conectan entre si las vértebras sucesivas.

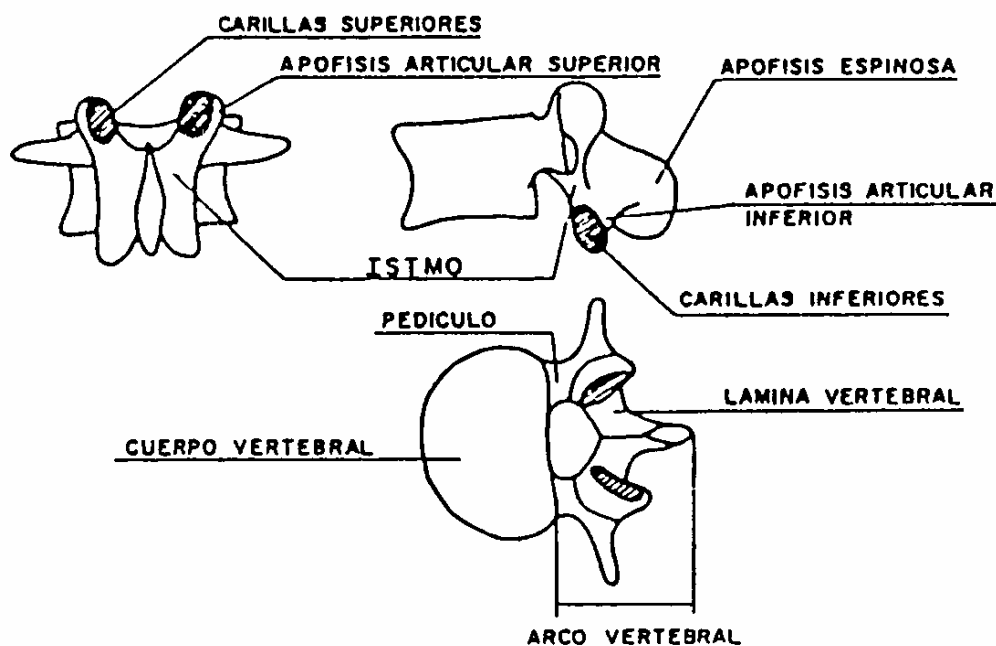


Fig. 1.7. Vista, lateral y transversal de una vértebra.

Las láminas son prolongación de los pedículos hacia atrás y constituyen una especie de tejido que protege el canal medular, ver Fig. 1.7.

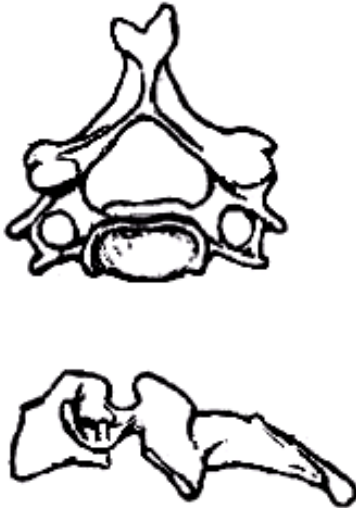


Fig. 1.8. Vértebra cervical

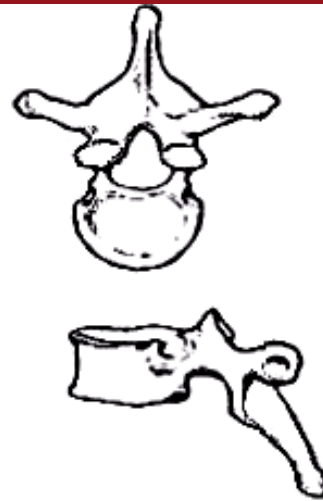


Fig. 1.9. Vértebra torácica

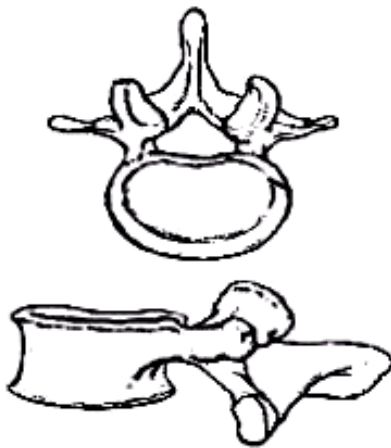


Fig. 1.10. Vértebra lumbar

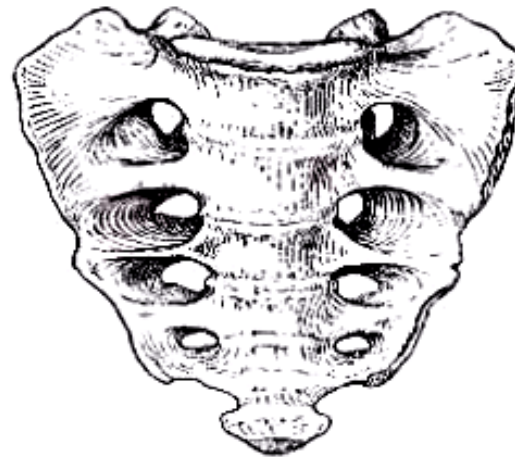


Fig. 1.11. Vértebras del sacro



Fig. 1.12. Zona del coxis

La masa de las vértebras aumenta de craneal a caudal (ver Fig. 1.8.; 1.9; 1.10.; 1.11. y 1.12.), de forma que las cervicales son menores en tamaño que las lumbares y este



principio va ligado a la posición de bipedestación, debido a la cual las vértebras lumbares han de soportar fuerzas de compresión mayor que las cervicales.

En la columna vertebral, la disposición del tejido óseo sigue las mismas que el resto del esqueleto.

Las cargas soportadas por cada vértebra varían en función de la zona de la columna que se considere. Si restringimos el análisis a la región lumbar, en la Fig. 1.13. se muestra un diagrama debido a Dietrich y Kurowski [4] en el que se presenta las fuerzas transmitidas a través de las distintas uniones vertebrales para un individuo medio de 75 Kg. en actitud de levantar una carga máxima de 30 Kg. Se observa que la carga máxima corresponde a la posición de flexión, y se sitúa en la unión L5-S1, punto donde se soporta cargas de 450 a 500 Kg., lo cual disminuye aproximadamente 20% si se introduce el factor de la presión intra-abdominal, con lo que dicha carga quedaría reducida a unos 350 kg. Los cálculos aproximados para la resolución semicuantitativa de problemas biomecánicos se realizarán en el modelamiento de columna en estado en flexión.

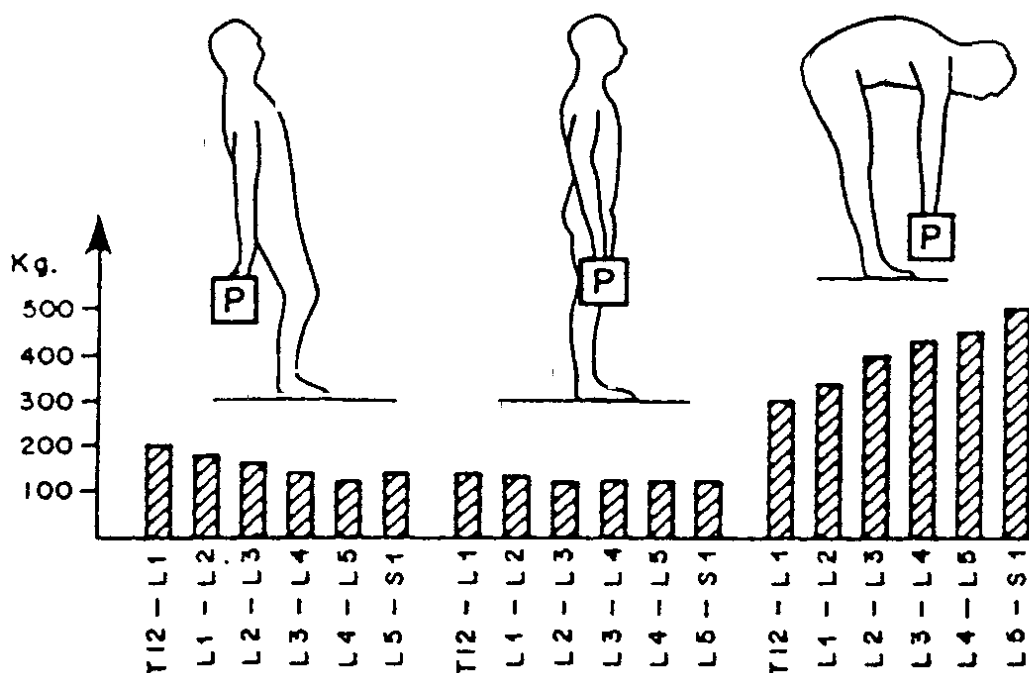


Fig. 1.13. Diagrama de la carga compresiva

Los tipos de esfuerzos unitarios, nominales o intrínsecos, se generan debido a las siguientes sollicitaciones (Fig 1.14):

- Compresión( $F_y$ )
- Tracción ( $F_x$ )
- Cizalla ( $F_z$  y  $F_x$ )
- Momentos de torsión ( $M_y$ )
- Momentos de flexión-extension ( $M_x$ )
- Momento de flexión lateral ( $M_z$ )

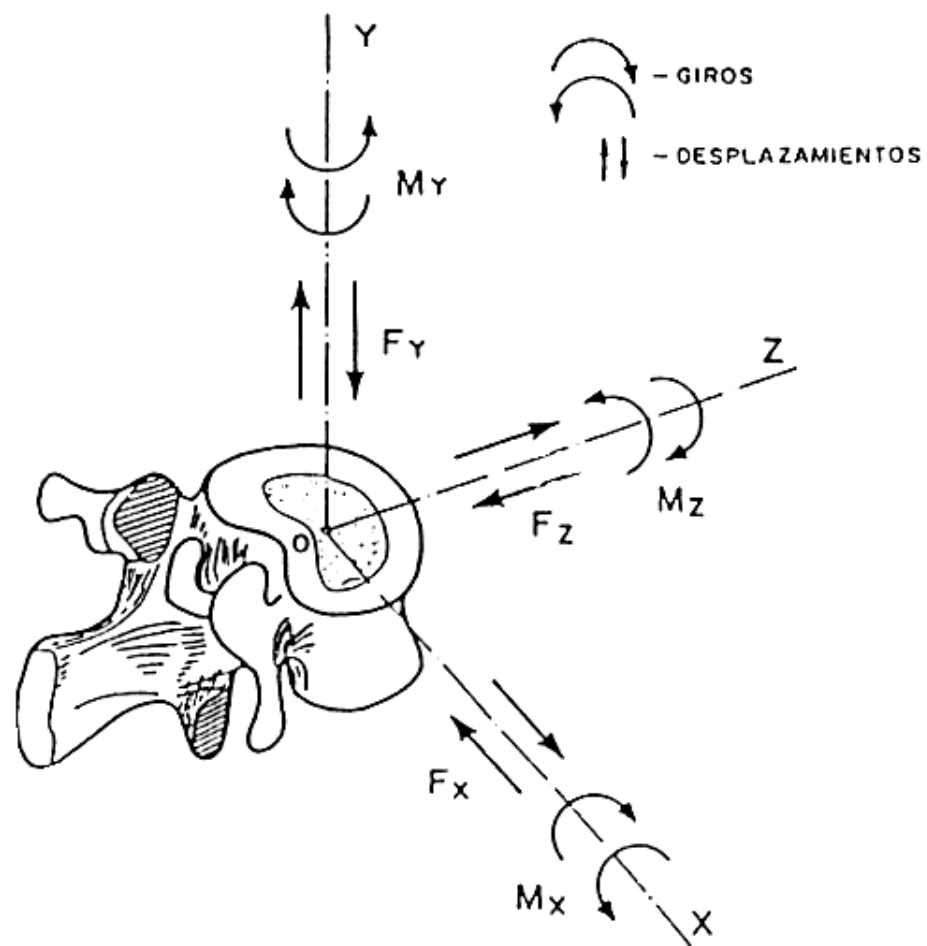


Fig. 1.14. Componentes de las fuerzas y momentos que actúan sobre las vértebras

### 1.1.3. El disco intervertebral.

El disco intervertebral se compone de anillo fibroso y está constituido por una red ordenada de colágeno en la periferia del disco, y núcleo pulposo, situado en la parte central, de consistencia parecida a un gel, y formado por un entramado desordenado de colágeno, con una pequeña proporción de mucopolisacáridos. El disco está limitado, superior e inferiormente por las caras terminales de las vértebras adyacentes.

El disco intervertebral se puede dividir en tres zonas de interés biomecánico: el anillo fibroso, el núcleo pulposo y por las caras craneal y caudal del disco. La resistencia mecánica en mayor proporción es asumida por las dos primeras (anillo y núcleo).

### 1.1.4. Los músculos de la columna vertebral

La acción de los músculos de la columna vertebral puede asemejarse a la potencia de un palanca mecánica con el punto de apoyo situado sobre el eje de rotación de la columna para cada movimiento considerado. Dicha acción muscular equilibra el peso del segmento superior (tronco, cabeza y brazos, más el peso externo si lo hubiera). Las funciones biomecánicas de los músculos de la columna vertebral son muy variadas, siendo las fundamentales la estabilidad, la cinemática y la de promover la seguridad de la columna ante traumatismos externos. Dependiendo de su posición anatómica, los músculos se clasifican en prevertebrales y postvertebrales y éstos a su vez en profundos, intermedios y superficiales.

## 1.2. Alteraciones de la columna.

Las deformaciones de columna que aparecen con más frecuencia en la patología de la misma son la escoliosis y la cifosis. Ambas difieren tanto en sus características morfológicas como biomecánicas. El fallo en la columna vertebral puede ocurrir de dos formas: por fracaso angular simple, esto es, en un solo plano, que es el caso de la cifosis, o

por una curvatura o alabeo en tres dimensiones, incluyendo la rotación, en el caso de la escoliosis. Esta última comienza en una lordosis en rotación que progresa hasta una deformación estructurada por causas, la mayoría de las veces, difíciles de determinar.

### 1.2.1. Escoliosis.

Se denomina escoliosis[5] a toda curvatura o deformación lateral de la columna vertebral, asociada a rotación de los cuerpos vertebrales y alteración estructural de ellos (ver Fig. 1.15.).

La desviación lateral debe tener una magnitud mínima de  $10^\circ$ . Cinco por ciento de la población tiene  $5^\circ$  de desviación lateral, lo que se considera normal.

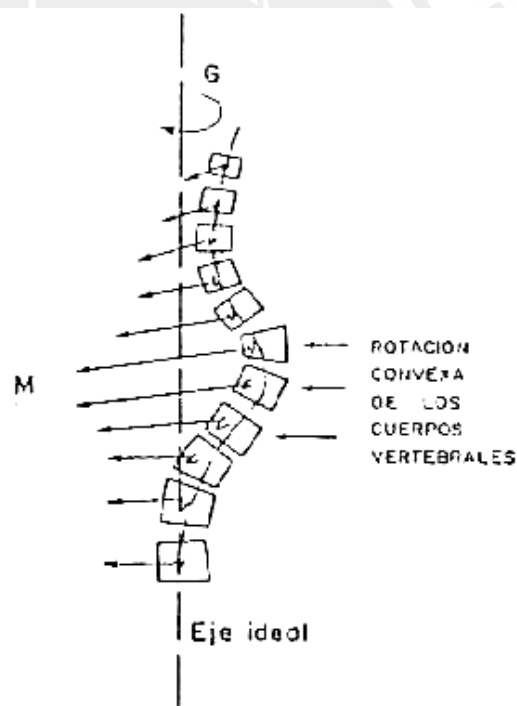


Fig. 1.15. Escoliosis

### 1.2.2. Cifosis.

La cifosis se define biomecánicamente como una deformidad en el plano sagital, consistente en una curva torácica convexa excesivamente pronunciada. Más esta definición

adolesce de ser puramente cualitativa. Afirmando algo más, diremos que se consideran cifosis a las curvas torácicas convexas posteriormente, con ángulo de Cobb (ver Fig 1.16) en el plano sagital superior a los  $50^\circ$ . En la columna cervical, se considera deformidad cifótica a una diferencia de  $5^\circ$  o más respecto a los ángulos normales. Por su parte, en el raquis lumbar la tendencia cifótica recibe el nombre de síndrome de espalda plana, o "flat back", de los anglosajones. Una revisión bibliográfica de interés sobre la biomecánica de la columna cervical y al cifosis en dicha zona se debe a Huelke [6].

Además de esta definición biomecánica, por necesidad poco concreta, en la caracterización de la cifosis deben tenerse presentes otros parámetros, como son el factor estético y la presencia o no de daño neurológico, parámetros que competen tanto al paciente como al médico que le trate.

Como causas más frecuentes de cifosis, pueden citarse las siguientes:

- a) Traumatismos
- b) Tumores
- c) Infecciones
- d) Circunstancias congénitas y de desarrollo

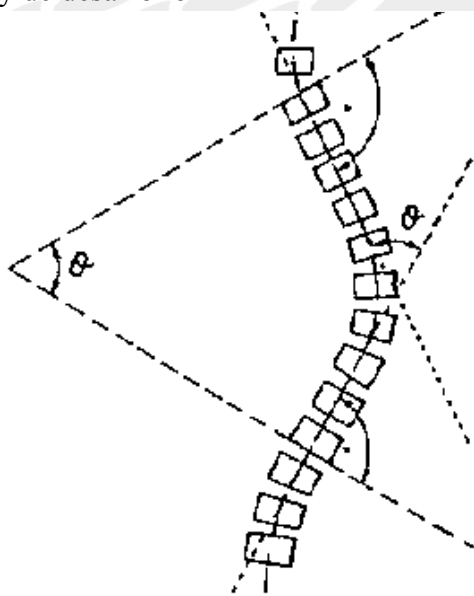


Fig. 1.16. Cálculo del ángulo de Cobb

### 1.3. Las fracturas.

El tema que abordaremos en lo referente a las fracturas de la columna solo será referido a la región toracolumbar.

La clasificación de Frank Holdsworth [7] se basa en el concepto de doble columna (Fig. 1.17).

Frank afirmaba que la rotura de la columna posterior bastaba para crear una columna plenamente inestable. Clasifico las fracturas según el mecanismo de su producción en fracturas por flexión, por compresión, fracturas-luxaciones por flexión-rotación y fracturas por extensión.

Denis [8] propone un concepto nuevo para la columna vertebral, el de la triple columna mecánica (Fig. 1.17).

La rotura completa del complejo ligamentario posterior formado por los ligamentos supraespinoso, interespinoso, capsular y amarillo, no basta para producir inestabilidad en flexión, extensión, rotación y cizalla, al mantenerse en parte la palanca que forman las dos vértebras (Fig. 1.18). Sin embargo, cuando además se produce la rotura del ligamento longitudinal posterior (vertebral común posterior y de la parte posterior del anillo fibrosos), si aparece inestabilidad, al menos en flexión.

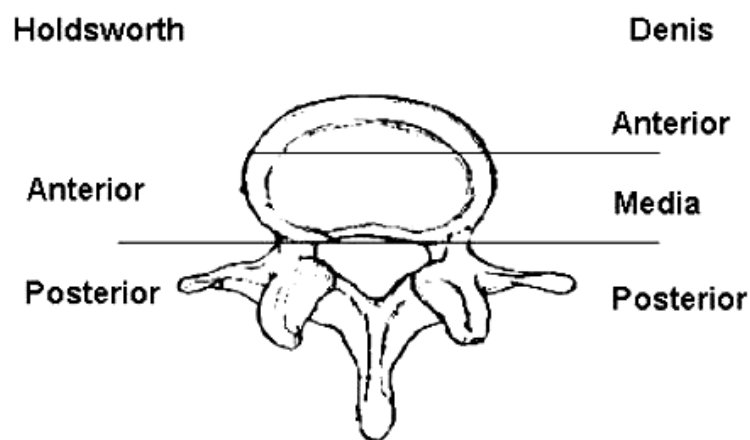


Fig. 1.17. Doble columna de Holdsworth (izquierda) y triple columna de Denis (derecha)

Denis creyó oportuno dividir la estructura biomecánica fundamental de la columna vertebral en tres zonas, vistas en el plano sagital (Fig. 1.17):

**Columna Anterior**, constituida por la parte anterior del anillo fibroso mas el ligamento longitudinal anterior y la pared anterior del cuerpo vertebral.

**Columna posterior**, formada por las estructuras óseo-ligamentosas situadas posteriormente al ligamento longitudinal posterior, sin incluir a este (arco vertebral y ligamentos supraespinosos, interespinoso, capsular y amarillo).

**Columna media o 3° columna de Denis**, formada por la mitad posterior del anillo fibroso, mas el ligamento longitudinal posterior y la pared posterior del cuerpo vertebral.

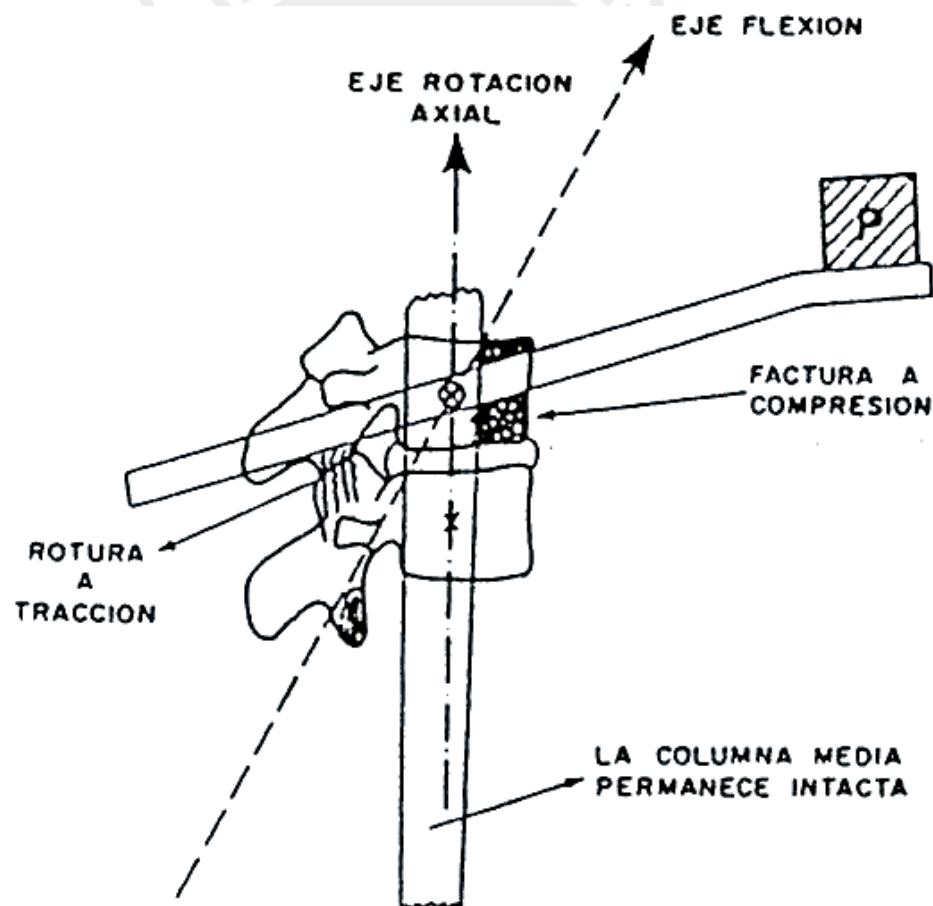


Figura 1.18. Importancia de la columna media o 3° columna de Denis

A esta columna Denis le otorga una gran importancia en cuanto a la inestabilidad se refiere.



Usando este nuevo concepto, dicho autor clasifico las fracturas vertebrales en principales y secundarias de la siguiente manera:

Fracturas secundarias:

- Fractura por compresión.
- Fractura en estallido.
- Fractura-luxaciones.
- Fracturas del cinturón de seguridad.

Fracturas principales:

- Fractura del apófisis articular.
- Fractura de la apófisis transversa.
- Fractura del istmo.

Basándose en su concepto de triple columna, Denis explico la biomecánica de las diferentes fracturas de la zona toracolumbar.

1. Biomecánica de la fractura por compresión unifragmental, se trata de una fractura por compresión de la columna anterior, producida por un mecanismo de palanca en la que la columna media actúa como un punto de apoyo de la misma columna. La columna posterior, por su parte, aparece algunas veces afectada por esfuerzos de tracción; lo que caracteriza a este tipo de fracturas es el hecho de que la columna media permanece funcional, sufriendo principalmente el traumatismo la columna anterior en sus caras horizontales.
2. Biomecánica de la fractura en estallido, se caracteriza por la afectación de las columnas anterior y media, ambas por esfuerzos de compresión. Aquí, a diferencia de lo que sucede en las fracturas de compresión, la columna media aparece claramente afectada.



3. Biomecánica de la fractura cinturón de seguridad, lesión en las columnas media y posterior, debida a la flexión acompañada a veces por distracción añadida. La columna anterior puede, en su parte delantera, resultar dañada en compresión, pero sin perder el papel de punto de apoyo de la palanca formada en el movimiento de flexión. En esto se diferencian de las fracturas con luxación del tipo flexión-distracción, ya que en estas la columna anterior resulta tan dañada que no puede actuar como bisagra de la palanca mecánica.
4. Biomecánica de las fracturas-luxaciones, aquí se produce el fallo de las tres columnas de Denis, anterior, media y posterior ante esfuerzos de compresión, tracción, rotación o cizalla. Esto conduce ineludiblemente a la luxación o a la subluxación.

Tipo A: el daño ocasionado por la compresión de la columna anterior.

Tipo B: el daño de la columna anterior y las dos columnas posteriores con la distracción de los elementos anteriores o posteriores.

Tipo C: el daño por torsión de las tres de columnas.

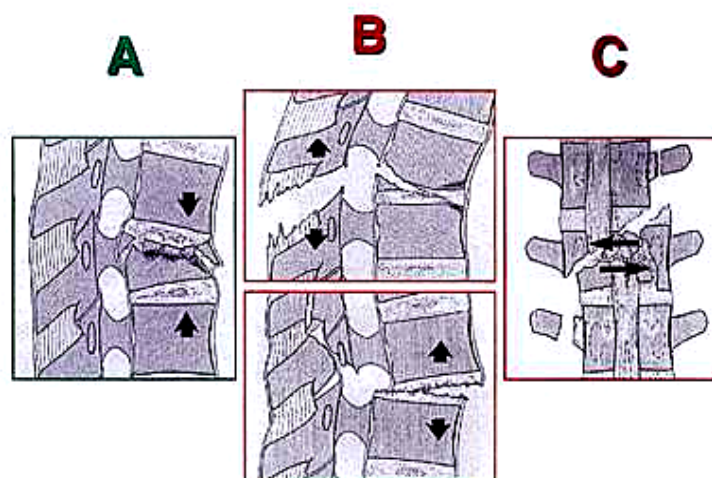


Fig. 1.19 Las características principales de los tres tipos de daño.

Grupo A1: fractura del cuerpo vertebral por impacto de cuña.

Grupo A2: fractura en el otro sentido.

Grupo A3: fractura común por estallido.

**A1****A2****A3**

Fig. 1.20 Daño por compresión del cuerpo vertebral

## CAPITULO 2

### LA BIOMECÁNICA

#### 2. La biomecánica

“La Sociedad Americana de Biomecánica”, define la biomecánica como el estudio de la estructura y funcionamiento de los sistemas biológicos por medio de métodos mecánicos.

“Instituto de Biomecánica de Valencia” IBV [9], define la biomecánica como el conjunto de conocimientos interdisciplinarios generados a partir de utilizar, con el apoyo de otras ciencias biomédicas, los conocimientos de la mecánica y distintas tecnologías en el estudio del comportamiento de los sistemas biológicos y, en particular, del cuerpo humano; y en resolver los problemas que le provocan las distintas condiciones a las que puede verse sometido.

#### 2.1. Elementos de la biomecánica.

##### 2.1.1. Coordenadas cartesianas en el plano y el espacio.

La columna o raquis vertebral es una entidad espacial[10], y por tanto, representable en 3 dimensiones (3D), pero el médico solamente lo representa en dos dimensiones; tal es el caso de la placa radiográfica. Entonces lo que interesa normalmente no es la representación espacial, sino las proyecciones de ésta sobre los planos que comúnmente se usan en medicina, a saber, *coronal o frontal, sagital o transverso*.

##### 2.1.2. Fuerza y presiones.

Existen dos tipos de magnitudes: escalares y vectoriales. Un ejemplo de las primeras es la presión, por ejemplo, la presión intradiscal. Una muestra de la segunda es la fuerza que ejercen las vértebras entre sí, o entre ellas y los discos intervertebrales. Las

magnitudes vectoriales, como las fuerzas, necesitan caracterizarse por tres parámetros: módulo, dirección y sentido, mientras que las escalares, como la presión o el esfuerzo unitario sólo precisan de su propio valor numérico.

### 2.1.3. Equilibrio estático en traslación del raquis.

Se sabe que el primer principio de la Estática establece que un sistema sometido a la acción de una fuerza se encuentre en equilibrio frente a los desplazamientos de traslación. Dicho principio se expresa de la siguiente manera: “*En un sistema en equilibrio, la suma de las fuerzas actuantes sobre el sistema debe ser igual a cero*”. Ahora bien, en ciertos instantes de los movimientos complejos que realiza el cuerpo humano, y dado que dichos movimientos están controlados por tejidos blandos (músculos y ligamentos), este principio puede dejar de cumplirse, aunque en seguida retorne a su acuerdo por la coordinación músculo – nervio. Si la situación de equilibrio no es normal, por ejemplo, por la existencia de esfuerzos considerables de cizalla sobre entidades que no están capacitadas para soportarlo (disco intervertebral), estos pequeños desequilibrios eventuales pueden producir un aumento indeseado y progresivo de las curvaturas del raquis.

### 2.1.4. Momento de una fuerza.

Con el concepto de momento se pretende plasmar físicamente la capacidad que poseen las fuerzas de producir giros sobre los cuerpos, o en el caso de que éstos no puedan girar libremente, de producir esfuerzos de flexión y torsión sobre ellos. Los tres elementos claves del concepto de momento son la fuerza causante del mismo, el centro de momentos y la distancia perpendicular desde éste a la primera, denominada **brazo de momento** de la fuerza considerada. Al conjunto de dos fuerzas paralelas, iguales y de sentido contrario se denomina **par de fuerzas**. Tanto las fuerzas como los pares de fuerzas generan

movimientos circulares de rotación y de giro. Los giros y rotaciones articulares no se realizan alrededor de un centro de giro permanente, sino variable en cada instante, denominado *centro instantáneo*. La sucesión de estos centros constituye la curva popular del movimiento considerado.

### 2.1.5. Equilibrio estático en rotación del raquis

El segundo principio de la Estática expresa físicamente la segunda condición de equilibrio de un sistema físico respecto a la rotación. Establece que la suma de momentos que actúan sobre un sistema en equilibrio debe ser igual a cero.

## 2.2. Biomecánica de la columna vertebral

Los materiales que componen la mayor parte del esqueleto humano, el hueso y el cartílago, se encuentran en continuo cambio a lo largo de la vida. La columna vertebral constituye el cuerpo estructural central de dicho esqueleto, y el más complejo desde el punto de vista mecánico. Por esta razón, el establecer modelos físicos para la columna es más complicado que para los demás segmentos corporales, en los que existe un número menor de articulaciones y fuerzas implicadas. Existen modelos que buscan implementar los aspectos estáticos con los dinámicos. Con la finalidad de reducir las dificultades en la modelación biomecánica, se efectúa un análisis estático.

El cuerpo humano, como cualquier entidad material, está sujeto a evaluación. Cuando el cuerpo humano se estudia bajo una perspectiva de relación con el campo de fuerzas externa, se está haciendo biomecánica. Cuando éste estudio se circunscribe, por ejemplo; la columna vertebral, midiendo las dimensiones de ésta, las fuerzas y momentos a que está sometida, y el rango de sus movimientos, se entra en el ámbito de la Biomecánica de la columna vertebral.

### 2.3. Modelos biomecánicos de la columna vertebral

Los modelos biomecánicos tienen por función estimar las tensiones a las que está sometido el sistema músculo-esqueleto, por fuerzas aplicadas al cuerpo o por el peso propio del cuerpo y sus segmentos. Dentro de ellos podemos mencionar a los siguientes: modelo de una unidad vertebral, modelo de Roaf [11], modelo segmental de columna en flexión, modelo de una columna cargada en flexión y modelo de columna cargada en extensión.

Realizaremos una explicación de los modelos siguientes:

- Modelo segmental de la columna flexión.
- Modelo de una columna cargada en flexión.
- Modelo de columna cargada en extensión.

#### 2.3.1. Modelo segmental de la columna en flexión.

En la Fig. 2.1a, vista en el plano sagital, se muestran los segmentos situados por encima de la cintura, en el que el más largo está constituido por la columna vertebral, sin considerar la fuerza debida a la presión intra-abdominal ni la desarrollada directamente por los músculos del abdomen.

Tomando como centro de momentos el centro del disco intervertebral (O) situado entre L3 y L4, para lo cual se considera un sistema de coordenadas en dicho centro; el sistema formado por el individuo en posición de levantar un peso debe satisfacer los dos principios de la estática. Esta elección se hace dependiendo del punto sobre el que se desea evaluar la acción de las fuerzas y momentos.

En la Fig. 2.1a, los brazos de palanca con que actúan los distintos pesos respecto al centro O de la unión L3-L4 son:



- a)  $g_1$ : brazo de palanca del peso P1 del tórax.
- b)  $g_2$  : brazo de palanca del peso P2 del brazo.
- c)  $g_3$ : brazo de palanca el peso P3 de cabeza + cuello.
- d)  $g_4$ : brazo de palanca del peso P4 del antebrazo.
- e)  $g_e$ : brazo de palanca del peso Pe externo.

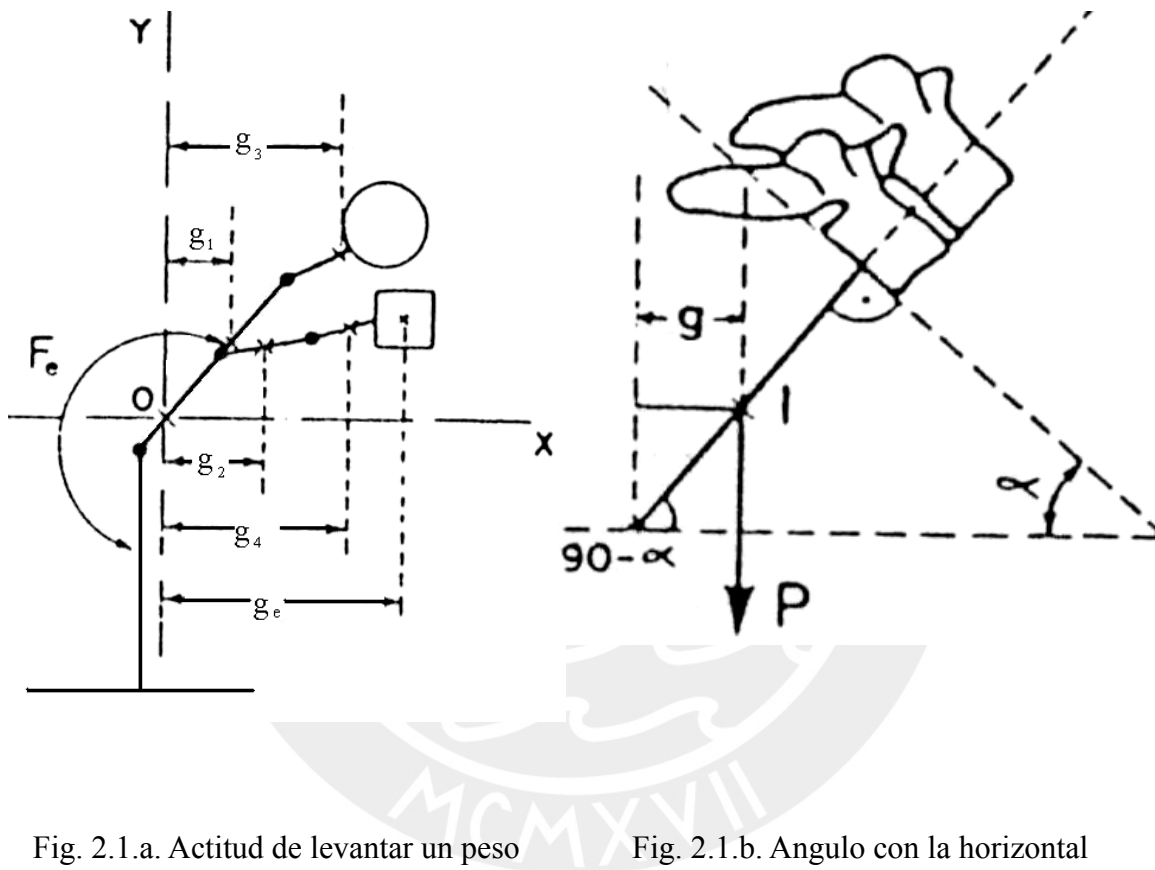


Fig. 2.1.a. Actitud de levantar un peso

Fig. 2.1.b. Angulo con la horizontal

El cálculo de los brazos de momento puede realizarse fácilmente sumando las proyecciones horizontales de los diferentes segmentos, calculados a partir de las longitudes de los mismos y de los ángulos que forman con la horizontal (Fig. 2.1.b.).

Se considera que el segmento correspondiente al tronco va desde el punto que se toma como centro de momentos, en este caso L3-L4 , hasta la unión C7-T1. Teniendo a O

como centro de momentos, (Fig 2.1.a.), suma de los momentos igual a cero:

$$\Sigma M = 0$$

$$F_e \cdot e - P_1 \cdot g_1 - P_2 \cdot g_2 - P_3 \cdot g_3 - P_4 \cdot g_4 - P_e \cdot g_e = 0$$

de la expresión anterior despejamos la fuerza muscular ( $F_e$ ) desarrollada por los músculos extensores de la columna:

$$F_e = ( P_1 \cdot g_1 + P_2 \cdot g_2 + P_3 \cdot g_3 + P_4 \cdot g_4 + P_e \cdot g_e ) / e \quad (2.1)$$

siendo  $P_i=1, 2, 3..$  los pesos de los segmentos corporales,  $g_i=1, 2, 3,..$  los brazos de palanca de los mismos,  $P_e$  y  $g_e$ , el peso externo alzado y su brazo de palanca, y por ultimo  $F_e$  y  $e$ , la fuerza de los músculos extensores y su brazo respectivo, omitido en Fig. 2.1a por simplicidad.

Del mismo modo la fuerza vertebral  $R$  es ocasionada tanto por los pesos de los segmentos corporales y externos como por la fuerza muscular de los extensores de la columna. Sean  $F_{ex}$  y  $F_{ey}$  (no aparecen en las Figs. 2.1.a. y 2.1.b.), las componentes de la fuerza muscular sobre los ejes  $OX$  y  $OY$ , respectivamente.

Aplicando suma de fuerzas actuantes igual a cero, tenemos:

$$\Sigma F=0$$

a) En el eje de  $OX$  :  $R_x - F_{ex} = 0$

Luego:  $R_x = F_{ex} \quad (2.2)$

b) En el eje  $Oy$ :  $R_y - P_1 - P_2 - P_3 - P_4 - P_e - F_{ey} = 0$

Luego:  $R_y = P_1 + P_2 + P_3 + P_4 + P_e + F_{ey} \quad (2.3)$



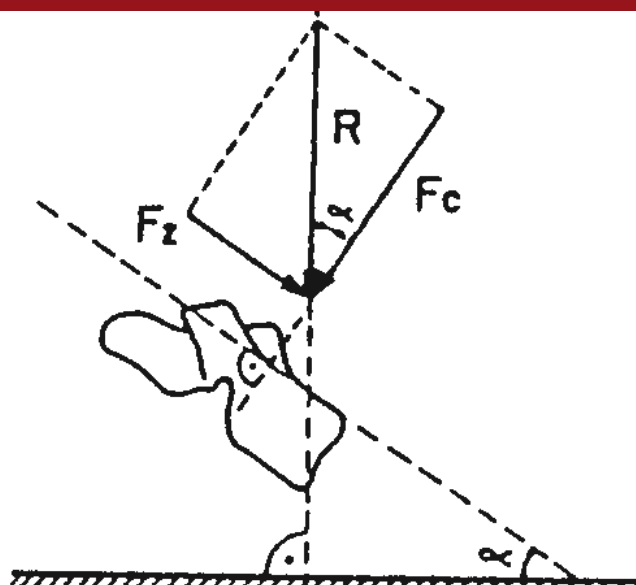


Fig. 2.2. Componentes fundamentales de la carga intervertebral R

Debido a la dificultad en determinar con precisión el ángulo que forma la fuerza muscular extensora  $F_e$  con los ejes OX y OY, fuerza cuya dirección cambia, dependiendo de la posición anatómica del músculo, no se incluye en el cálculo de las componentes  $F_{ex}$  y  $F_{ey}$  en función de la fuerza muscular total  $F_e$  previamente hallada en (2.1), el cual restringe en parte el valor cuantitativo de los mismos, es un inconveniente del que adolecen muchos de los modelos biomecánicos.

Kumar[12] ha realizado estudios sobre la longitud del brazo de palanca de los extensores de la columna (magnitud “e”), dando para el un valor aproximado de 60 mm, en la región lumbar, valor mediante el cual se puede calcular la fuerza  $F_e$  de los extensores utilizando la expresión (2.1).

La fuerza intervertebral R de la cual hemos dado las componentes  $R_x$  y  $R_y$  sobre los ejes horizontal y vertical respectivamente (expresiones 2.2 y 2.3), puede descomponerse en la dirección de las caras terminales del cuerpo vertebral y en la dirección perpendicular a ésta, coincidiendo con el eje principal del cuerpo vertebral en dirección perpendicular a esta, coincidiendo con el eje principal del cuerpo vertebral. El análisis desde el punto de vista físico tiene como parámetro fundamental el ángulo de inclinación del tronco  $\alpha$  (ver

Figs. 2.1.a. y 2.2.). La fuerza resultante  $R$  es la suma del peso gravitando por encima de la vértebra considerada (de dirección vertical), mas la fuerza muscular extensora (dirigida hacia abajo y atrás). Por esta razón, la propia resultante  $R$  va dirigida en realidad un poco hacia abajo y hacia atrás y no perfectamente vertical. No obstante, para su estudio se puede considerar  $R$  como vertical. Sus dos componentes son: Compresiva  $F_c$  en la dirección del eje vertebral y de cizalla  $F_z$ , también llamada cortante o transversal, en dirección de las caras terminales del cuerpo vertebral.

El valor aproximado de ellas es:

$$F_c = R \cos \alpha \quad (2.4)$$

$$F_z = R \sin \alpha \quad (2.5)$$

### 2.3.2. Modelo de la columna cargada en flexión.

Para el análisis de las fuerzas que actúan sobre la columna vertebral en postura flexionada, se usa el esquema de la Fig. 2.3.

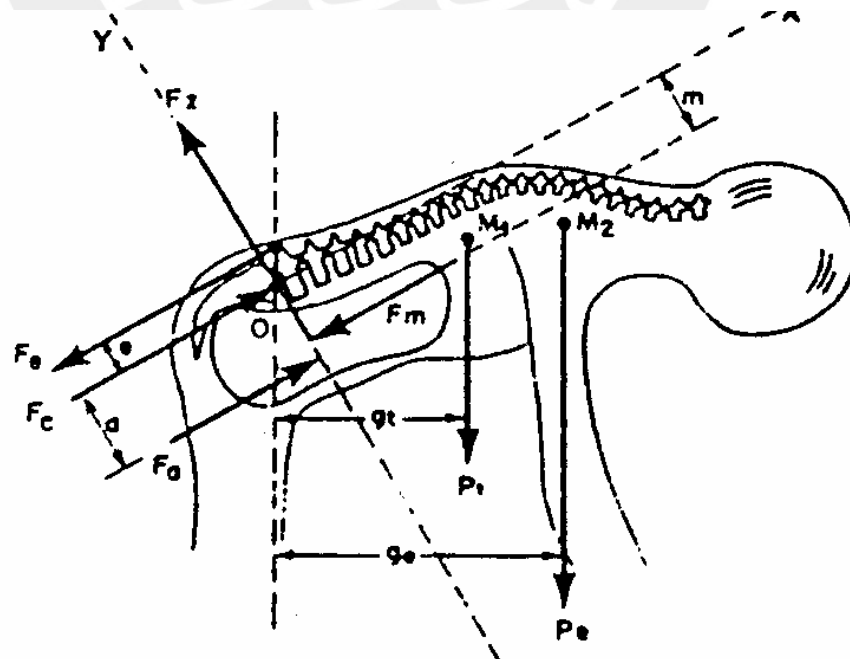


Fig. 2.3. Diagrama de cuerpo libre (D.C.L.) para el modelo en flexión

Eligiendo la unión lumbosacra L5-S como centro de momentos. En esta unión, las fuerzas que actúan son:

- a) Fuerza muscular de los extensores,  $F_e$ .
- b) Fuerza muscular de los extensores,  $F_e$ .
- c) Fuerza Intervertebral en la unión lumbosacra:
  - Componente compresiva,  $F_c$ .
  - Componente de cizalla,  $F_z$ .
- d) Fuerza muscular abdominal,  $F_m$ .
- e) Fuerza debida a la presión intra-abdominal,  $F_a$ .
- f) Peso del segmento corporal situado por encima del sacro (menos los brazos),  $P_t$ .
- g) Peso de los brazos + peso externo, si lo hubiera,  $P_e$ .

Con objeto de simplificar el planteamiento, sin excesiva pérdida de rigor, puede suponerse que la dirección, tanto de la fuerza de los extensores ( $F_e$ ) como de los abdominales ( $F_m$ ) y la fuerza debida a la presión intra-abdominal ( $F_a$ ) son perpendiculares al plano de la cara superior del sacro.

En el plano de estudio, el sagital, los ejes de coordenadas con centro en la unión lumbosacra son: el eje OY, determinado por la prolongación de la cara superior del sacro, y el eje OX, por la perpendicular anterior. Los brazos de palanca o de momento con que actúan las fuerzas dadas vienen así mismo detallados en la Fig. 2.3. Los puntos M1 y M2 son, respectivamente, los centros de gravedad del segmento corporal superior al sacro, y del conjunto brazo-peso externo si lo hubiera. El ángulo  $\alpha$  es el ángulo que forma la cara terminal del sacro con la horizontal.

### Primer principio de equilibrio en traslación.

a) La suma de las componentes de las fuerzas sobre el eje OX debe ser igual a cero.

$$\sum F = 0$$

$$F_c - F_e + F_a - F_m - Pt \cos \alpha - Pe \cos \alpha = 0$$

y despejando  $F_c$ :

$$F_c = F_e + F_m + (Pt + Pe) \cos \alpha - F_a \quad (2.6)$$

que constituye la componente compresiva intervertebral, componente que va a transmitirse, en su mayor parte, vía disco-cuerpos vertebrales.

b) En el eje OY

$$\sum F = 0$$

$$F_z - Pt \operatorname{sen} \alpha - Pe \operatorname{sen} \alpha = 0$$

y despejando  $F_z$ :

$$F_z = (Pt + Pe) \operatorname{sen} \alpha \quad (2.7)$$

que es la componente de cizalla de la fuerza intervertebral.

### Principio de Estática que gobierna el equilibrio en rotación.

Tomando la unión lumbosacra como centro de momentos.

$$\sum M = 0$$

Según esto, se tiene que:

$$(F_e e) + (F_a a) - (F_m .m) - (Pt .g_t) - (Peg_e) = 0$$

de la cual se despeja  $F_e$ .

$$F_e = \frac{F_m \cdot m + P_t \cdot g_t + P_e \cdot g_e + F_a \cdot a}{e} \quad (2.8)$$

### 2.3.3. Modelo de la columna cargada de en extensión.

El esquema de fuerzas de la Fig. 2.4, se muestra un individuo portando una mochila en posición erguida.

Realizaremos las siguientes puntualizaciones.

- En posición erguida, puede suponerse sin mucho error que la fuerza de los músculos del abdomen,  $F_m$  y la fuerza debida a la presión intra-abdominal,  $F_a$  son nulas en dichas posición esto es  $F_m = F_a = 0$ .
- Se considera el peso del tronco mas el peso externo de la mochila trasportado en la espalda, como situado en la línea de la unión lumbosacra, con los que al aplicar la expresión (2.8) igualaremos los brazos de ambas fuerzas, constituyendo el brazo de momento del peso conjunto  $g_1 = g_e = 5 \text{ cm}$ .
- El peso corporal que en esta posición gravita sobre L5 es el 45% del correspondiente al tronco completo, mas un 10% correspondiente a los brazos, es decir un 55% del total del cuerpo, que en nuestro ejemplo hemos supuesto igual a 75 kg.
- El ángulo que el disco lumbosacro forma con la horizontal es, aproximadamente, igual a  $40^\circ$ .

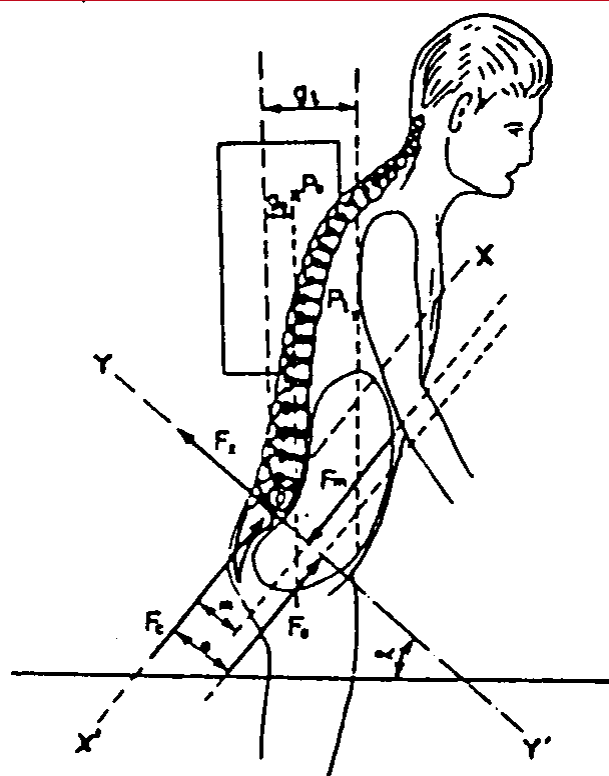


Fig. 2.4 Diagrama de cuerpo libre (D.C.L.) de un modelo en extensión

La componente compresiva es absorbida y transmitida por cuerpo y disco vertebrales, mientras que la componente de cizalla es absorbida, en parte por el disco y en parte por el arco vertebral de la vértebra considerada. En las lumbares, los valores de la resistencia a la compresión del cuerpo vertebral oscilan entre 600 y 800 kg, siendo los valores para el disco un poco menores (400 a 500 kg). La flexión con elevación de carga excesiva encierra, pues, un riesgo para la integridad de ambos.

Incluyendo en el modelo la fuerza debida a la presión de la cavidad abdominal y la fuerza desarrollada por los músculos abdominales proporciona una explicación bastante clara de la biomecánica de la columna lumbar en flexión estudiada en un plano sagital. En los casos de levantamiento de un peso desde el suelo con la columna en esa posición sucede que, si dicho peso se multiplica por 4, las componentes de la fuerza a que obliga a trabajar

a los músculos extensores. Similar incidencia tiene un aumento en el brazo de palanca del peso alzado, es decir la distancia desde el centro de flexión de la columna a la vertical del peso que se pretende alzar. Pudiéndose llegar a valores peligrosos en la componente compresiva sobre el disco y cuerpo vertebrales. Por ello se recomienda levantar pesos manteniendo flexionadas las rodillas y con la vertical de los mismos situada lo mas cerca posible del tronco, con el fin de rebajar su brazo de palanca.



## CAPITULO 3

### LOS IMPLANTES

#### 3. Los implantes

Las lesiones raquimedulares han sido un azote para el hombre desde tiempos inmemoriales, pobre del hombre que sufriera una fractura y peor aún una lesión neurológica pues al no conocerse métodos de tratamiento efectivos estaban condenados a una muerte segura por inanición. Las primeras referencias sobre fracturas y métodos de reducción datan de hace 2500 años y fueron realizadas por Hipócrates en pacientes sin compromiso neurológico, dejando mucho que desear los mismos por su violencia, que en muchos casos complicaban el cuadro ya existente, no mencionando métodos de inmovilización alguno, limitados a mantener el paciente en decúbito supino.

El pronóstico para unos era sombrío, peor lo era para los que tenían compromiso neurológico. El primer procedimiento quirúrgico sobre la columna fue practicado por Paul de Egina (625 - 690 d.c.) al realizar una laminectomía descompresiva sin tener idea de la utilidad de la misma pero constituyendo sin dudas un audaz intento de resolver esta patología.

En postrimerías del siglo XIX en sus postrimerías que se comienza a realizar la reducción postural y dominar la técnica del enyesado. Las grandes contiendas bélicas del presente siglo despiertan el interés de ortopédicos, neurocirujanos y fisiatras. A finales de la década de 1958 y principios de los 60 la cirugía traumatológica de columna cobra auge con los brillantes trabajos de Harrington[13], quien empleo instrumental, para la estabilización de fractura toraco-lumbar, pero el sistema fallaba en la interfase metal-hueso.



En fechas más recientes se reportaron métodos de instrumentación muy novedosos preconizados por el mexicano Eduardo Luque[14] y el australiano Antony Dwyer[15]. Luque, difunde la utilización del instrumental raquídeo segmentario que estabiliza con mayor eficacia la fuerzas de cizallamiento y de torsión, sin riesgo de producir sobredistracción, dando lugar a una serie de implantes que basados en sus principios, constituyen los sistemas de segunda generación (Harrington -Luque)

Por ultimo, una nueva generación de implantes para la columna vértebra, con variado instrumental, que incluye combinaciones de los anteriores sistemas con el agregado de nuevos y mejorados modelos de ganchos pediculares y laminares con introducción del tornillo pedicular asimismo barras con sistema de fijación de bajo perfil, han venido a constituir una tercera generación de implantes, que junto con placas especiales, permiten al cirujano disponer de diversas opciones, que se adaptan a cada caso en particular, posibilitando, la mas rápida y mejor rehabilitación, sin necesidad de inmovilización externa (corsé) o minimizando la misma y aumentando el éxito de una sólida artrodesis.



Fig. 3.1. Implante en la zona lumbar.



Fig. 3.2. Implante en la cervical.

### 3.1. Biomecánica de los implantes de la columna vertebral

Existen dos modos de enfocar la técnica y el arte del diseño y fabricación de implantes de columna.

El primero, basado en el concepto de “*resistencia máxima*” del biomaterial[16] que constituye el implante. Este suele estar fabricado de acero inoxidable, aleación de cromo-cobalto o titanio, y en menor medida de fibras variadas, polímeros y cerámicas. Un segundo enfoque que tiene en cuenta es el concepto de “*límite de fatiga*”. En ambas aproximaciones el objetivo es conseguir un implante de condiciones mecánicas óptimas.

Resistencia máxima de un biomaterial, es la carga máxima por unidad de superficie que es capaz de soportar el biomaterial en un ensayo llevado hasta la rotura, esto es, de tipo estático. El segundo concepto de límite de fatiga o resistencia límite a la fatiga, es el fenómeno por el cual el esfuerzo o resistencia final del material decrece cuando aumenta el número de ciclos a que se ve sometido en un ensayo dinámico (cíclico). A partir de este concepto, se define límite de fatiga como la magnitud del esfuerzo cíclico para el cual no se produce fatiga, cualquiera que sea el número de ciclos con que se aplique el mismo en un ensayo dinámico, este es un concepto ideal, ya que un implante sometido a carga cíclica no puede durar eternamente, por muy baja que sea la magnitud de la carga aplicada. Sería más exacto decir que límite de fatiga es el esfuerzo que, aplicado cíclicamente (ensayo dinámico), puede ser soportado por el biomaterial un número suficientemente grande de ciclos (unos  $10^6$  ciclos de ensayos de columna vertebral). Para los aceros estructurales de bajo contenido en carbono, dicho límite de fatiga suele ser igual a la mitad de la resistencia máxima que presenta el material en un ensayo estático.

Hasta hace unos años predominaba el primero de los enfoques descritos, pensándose que bastaba con asegurar al biomaterial una resistencia máxima grande para que obtuviera una buena respuesta por parte del implante. Sin embargo, el hecho constatado de muchos

clavos, placas y tornillos fallen por fatiga, es decir, al ser sometidos a un cierto número de cargas repetidas, obligó a considerar el segundo enfoque a la hora de diseñar un implante.

Hasta ahora, solo estábamos considerando la resistencias ante cargas axiales de tipo compresivo a que pueda ir sometida la columna vertebral y, por tanto, el implante fijado a la misma. Ahora bien, como se sabe, el implante va sometido a otros tipos de carga, entre las cuales no deben olvidarse las de flexión, las de torsión y rotación axial. Estas son de especial trascendencia para los implantes cortos, como los utilizados en la estabilización de fracturas.

En la práctica, lo que se hace al diseñar un implante de columna es, cuando éste se encuentra aun en fase de prototipo, realizar un ensayo de fatiga con el implante aislado o instalado en modelos vertebrales de plástico, calculando su límite de fatiga. Posteriormente, se realiza un ensayo estático “in Vitro” con el implante instalado en un modelo experimental real, bien animal, midiéndose las tensiones que repercuten en aquél al someterlo a una carga fisiológica (unos 50 Kg.) de tipo estático. Esto puede realizarse usando extensómetros. De esta forma se comprueba si el esfuerzo a que es sometido normalmente el implante supera la resistencia límite de fatiga del biomaterial que lo constituye, sin necesidad de hacer un ensayo de fatiga con el conjunto implante-columna experimental (animal o de cadáver), y evitando los inconvenientes que por su duración presenta este. Paralelamente, puede realizarse un estudio “in vitro” con el implante instalado en animales de experimentación, con el fin de analizar la progresión en la fusión vertebral.

En los estados iniciales que siguen a su colocación, un implante de columna debe asumir prácticamente todas las cargas a que el raquis venga solicitado. A medida en que, poco a poco la masa ósea va ganando en consistencia, ésta asume un porcentaje cada vez

mayor de la carga, liberando de ella al implante. De esto se deduce que si el tiempo que tarda el hueso en lograr la fusión es largo, el implante tendrá más posibilidades de sucumbir por fatiga.

Un tercer concepto mecánico, es el relacionado con la influencia que sobre éstos tiene la deformación a que son sometidos en el quirófano, modelándolos de acuerdo con el perfil que posea la columna a tratar (deformación “a priori”).

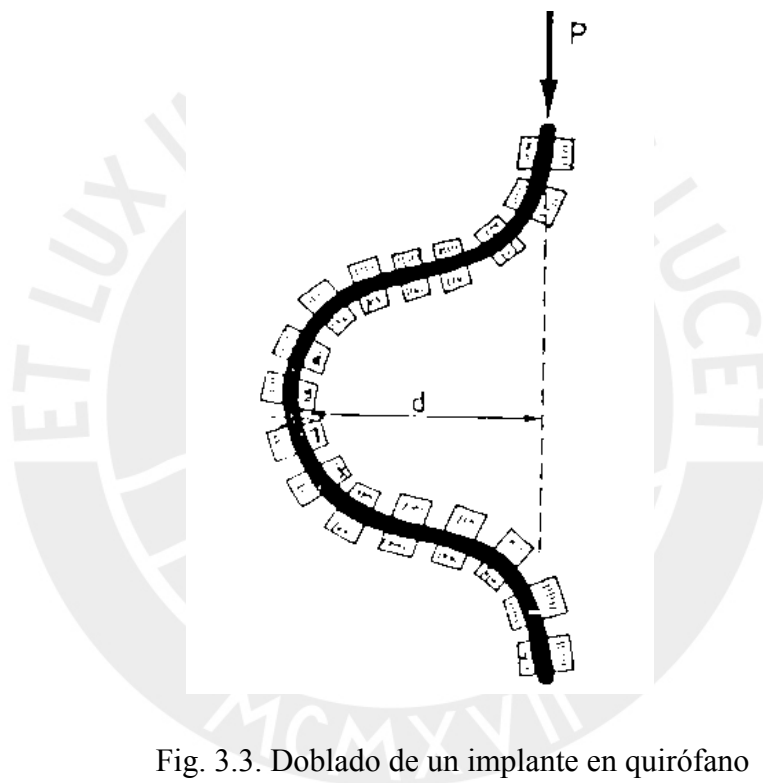


Fig. 3.3. Doblado de un implante en quirófano

Esta influencia es negativa debido a que se produce un aumento en el esfuerzo que actúa sobre el biomaterial que constituye el implante, y esto es un doble motivo:

- Por la deformación plástica a que el cirujano somete al implante durante su doblado.
- Porque el brazo de palanca de las fuerzas axiales, principalmente debidas al peso, aumenta en función de la curvatura que se haya dado al implante ( $d$ , en la Fig.3.3)

Este hecho es singularmente importante en el vértice o ápex de la barra que se dobla, lugar que será proclive a fracturas por fatiga, al ir solicitado con un momento de flexión igual a  $P.d$  (Fig 3.3.).

Un cuarto concepto de importancia en el diseño y uso de implantes de columna es el de “rigidez” de los mismos. La rigidez se define como el cociente entre la carga aplicada y el desplazamiento o deformación absoluta producida sobre el mismo. Nos proporciona una idea de la cantidad de carga o fuerza que puede soportar un implante por cada unidad de desplazamiento, ya sea alargamiento, caso de tracción; acortamiento, caso de compresión; o bien sea la flecha, caso de flexión, del mismo. Intuitivamente la rigidez proporciona una idea de la estabilidad o resistencia ante la deformación que posee el conjunto de vértebras-implante bajo una carga externa que se aplique, y es importante que dicha estabilidad se preserve con el paso del tiempo, es decir, después de sometido a la fatiga cíclica. Cuanto, más rígido sea, más rápida será la fusión de los segmentos óseos que se pretenden unir, ya que éstos se moverán muy poco en direcciones inadecuadas. Por el contrario, si el implante es poco rígido, los segmentos óseos que se moverán más y más, siendo más problemática su consolidación. Un implante rígido previene, de la basculación a la vértebra superior del segmento fijado, durante el tiempo transcurrido hasta que la unión ocurre.

A pesar de las ventajas incuestionables que se derivan del uso de implantes rígido, también presentan algunos inconvenientes

Los tres más aludidos son:

- a) Provocar osteoporosis, por proteger en demasía a las vértebras de la carga.
- b) Dar lugar a un aumento en la degeneración de discos y crillas articulares.
- c) Someter a grandes esfuerzos al conjunto implante-tornillos. Esfuerzos que pueden superar el límite de fatiga de los biomateriales empleados en su fabricación.

Respecto al primero de ellos. Queda compensado de sobra por la mejora en la velocidad de fusión que se consigue con la colocación de un implante rígido. El segundo, según Krag es relevante el daño ocasionado por el contacto del propio implante con la carilla articular superior en el momento de aplicar los tornillos, que a la rigidez del mismo, circunstancia que habrá de ser evitada por el cirujano. Respecto al tercero la norma biomecánica es que, cuanto más rígido sea el conjunto implante-tornillos (ganchos), el material es sometido a mayor esfuerzo, por lo que se impone el criterio de límite a la rigidez, y se realiza el diseño, eliminando los factores geométricos concentradores de esfuerzo. Además se procurará la buena colocación de injertos de calidad con el fin de obtener una fusión rápida que libere los esfuerzos del implante y tornillo, evitando que se fracturen por fatiga. En este sentido puede ser indicada una prudente inmovilización postoperatoria. Si se piensa bien, lo ideal sería contar con un implante que, en los primeros estadios de la fusión en que comienza la revascularización de la zona afectada, inicialmente con alta rigidez que decrece a medida que el hueso comience a consolidar.

En la práctica, al cirujano le es difícil percibir la rigidez como tal de una estructura. Un parámetro que quizá sea más asequible es la cantidad de deformación que sufre bajo carga. En efecto, dado que ésta y la rigidez son inversamente proporcionales, puede captarse cualitativamente la falta de rigidez de una determinada construcción, cuando sufre desplazamientos excesivos bajo cargas fisiológicamente normales. Estas deformaciones o desplazamientos si son más fácilmente medibles en el trabajo experimental usando, por ejemplo, extensómetros.

En lo que a rigidez de los implantes se refiere, ejemplos de instrumentales de rigidez media-baja son el de Harrington y los convencionales con cerclaje de Luque y

Galveston. Implantes de gran rigidez son, por ejemplo, la placa de Steffe[17] (ver Fig. 3.4) y la de compresión dinámica de ASIF. Por último, de rigidez notable son, tanto los fijadores internos, como el instrumental del tipo Cotrel-Dubousset[18], y aún en el sistema mixto de barras de distracción de Harrington, con una “C” de Luque, unidas por cerclaje a través de las espinosas; si se les compara con el clásico de Harrington. En general al concepto “de fijador interno” se asocia una buena rigidez, ya que en efecto, barra y tornillos se hallan en él muy solidamente unidos. Últimamente en la línea de evitar la concentración de esfuerzos y la osteoporosis, hay quien propugna sistemas de fijación barra-tornillo pediculares con tornillos separados de las abrazaderas de unión, de forma que se permitan micro movimientos entre barra y tornillo, evitando los dos inconvenientes aludidos.

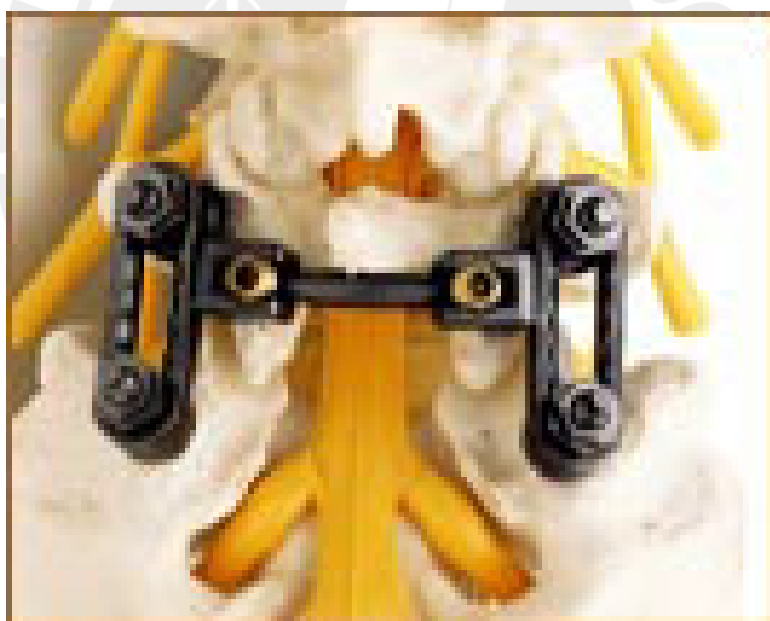


Fig. 3.4. Placa con perno de desplazamiento variable

Por el interés general que posee, no queremos terminar este apartado sin transcribir la clasificación de implantes de columna debida a Ashman y Col[19].



<b>Estructuras Longitudinales.</b>		
Barras	Placas	
Lisas.	Entalladas y con ranuras.	
Dentadas.	Con orificios individuales.	
Moleteadas.	Fijadores.	
Roscadas.	Alambre.	
<b>Elementos que se fijan a las vértebras.</b>		
Tornillos	Ganchos	Alambres
Pediculares.	Laminares	Sub_laminares.
Anteriores.	Pediculares	Para apófisis transversas y espinosas.
<b>Elementos que se fijan a la pelvis o el sacro.</b>		
Tornillos para sacro.	Técnica de Galveston.	Ganchos para sacro.
<b>Elementos de unión de estructuras longitudinales.</b>		
Alambres.	Barras de unión.	Enlaces cruzados

### 3.2. Tipos de implantes.

Una división conceptual de los implantes es la que se basa en el lugar de su instalación o aplicación, bien sea en la columna anterior o en la columna la posterior.

#### 3.2.1. Implantes de la región cervical.

Los esfuerzos principales a que se ve sometido la columna cervical son de flexión y torsión, cuando un segmento vertebral de esta zona se encuentra en situación clínica de inestabilidad, el implante empleado para subsanarlo estará sometido al mismo tipo de esfuerzos.

Las figuras que se muestran a continuación muestran algunas aplicaciones de los implantes en la columna cervical.



Fig. 3.5. Cervical Spine Locking Plate-System (CSLP)

Fig. 3.6. CerviFix



Fig. 3.7. Placa cervical

Fig. 3.8. Placa cervical CS [20]

### 3.2.2. Implantes de la región toracolumbar.

Los implantes que se apliquen por debajo de la zona lumbar van a soportar cargas considerables, por lo que los implantes deben ser de gran resistencia, los implantes que se apliquen en la parte posterior de la columna dorsal, tendrán ventaja de contar con la presión intratorácica como una ayuda en la misión de soportar las cargas, por lo que podrán ser menos rígidos que los implantes de la zona lumbar.

En las figuras que se muestran a continuación, encontramos diferentes formas de estabilización de la columna lumbar.

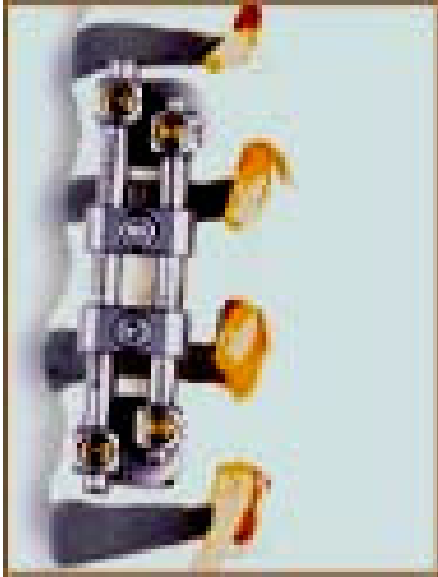


Fig. 3.9. Implante de Kaneda[21]



Fig. 3.10. Placa anterolateral



Fig.3.11. Placa VentroFix



Fig.3.12. Sistema Dynesys[22]

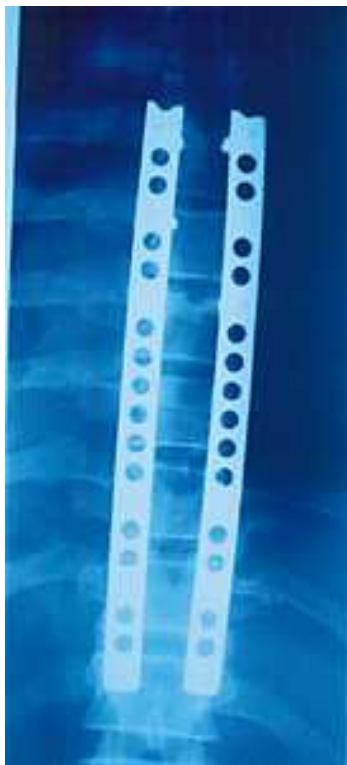


Fig.3.13. Placa de Roy-Camille[23]



Fig.3.14. Sistema de fijación I.N.O. ( Instituto Nacional de Ortopedia[24] )

### 3.2.3. Tornillos transpediculares.

La técnica de fijación con tornillos transpediculares ha supuesto un avance considerable en lo que se refiere a la biomecánica de la cirugía del raquis, en particular el lumbar por cuanto permite la fijación de segmentos mas cortos de columna, salvaguardando la cinemática de las uniones no directamente afectadas. Esto se consigue tan fácilmente con las técnicas de ganchos y alambres.



Fig. 3.15. Tornillo transpedicular



Fig. 3.16. Tornillo Polyaxial

El poder de fijación de un tornillo depende del número de vueltas del mismo introducidas en el hueso y de la distancia entre las crestas de las roscas, que es a su vez mayor cuando éstas son afiladas, Para evitar concentraciones de esfuerzo en los valles del roscado, la ASTM y la British Standard aconsejan que estos sean aplanados en su parte mas angosta, disminuyéndose así la posibilidad de rotura del tornillo.



Fig. 3.17. Sistema omega21



Fig. 3.18 Vista radiográfica



### 3.3. Implante tipo placa del Dr. Fuentes Dávila (FUDA).

En el Perú se ha desarrollado el implante FUDA[25] (Fuentes Dávila 1998), el que viene siendo utilizada en el Hospital Nacional Cayetano Heredia; este sistema incorpora placa, tornillos y tuercas. Este implante es aplicado en zonas específicas de la columna vertebral, en rangos que van desde la vértebra dorsal T-7 hasta la vértebra lumbar L-4, siendo el segmento de mayor frecuencia de aplicación el que va desde la vértebra dorsal T-11 hasta la vértebra lumbar L-3; de abordaje anterolateral.



Fig. 3.19 Implante del Dr. Fuentes Dávila (FUDA)

Este sistema de fijación fue desarrollado, a partir de tres premisas:

1. Requerimiento de un sistema de fijación vertebral toracolumbar accesible a los pacientes de nuestro país.
2. Basado en desarrollos previos (Luque II, Roy Camille, Simmons, Louis, Steffee) con adecuaciones y mejoras para nuestro medio.
3. Cubriendo las especificaciones de calidad, resistencia y normatividad internacional.

El implante, ha sido diseñado teniendo en cuenta factores de solidez, versatilidad y simplicidad.

La fijación de la columna vertebral, debe estar basada en implantes con solidez suficiente para resistir el peso del cuerpo humano, a través de la resistencia transmitida a la columna vertebral en la instrumentación organizada para la patología tratada. Las placas y tornillos están fabricados a base de acero inoxidable del tipo 316 LVM, según normas internacionales. Las medidas de las placas toracolumbares son, ancho de 20mm.; de 3mm. de grosor y de diferentes longitudes. Los orificios avellanados en sus caras permiten la perfecta coaptación de las tuercas y permitir construcciones rígidas y semirígidas según sea el caso. Los tornillos toracolumbares tienen un diámetro de 5.5mm. con rosca de paso basto (que se introduce al cuerpo vertebral) con longitud variable de 30, 35 y 40mm. y otra mecánica de 20 mm. en donde se atornillan las tuercas (lo que sirve de sujeción mecánica a la estructura) ambas roscas están separadas por un espacio sin rosca lo que afirma la resistencia en el cambio de roscas y evita debilidad en el momento de la construcción y trabajo de la instrumentación.

Este implante fue diseñado y construido pensando en la mayor variedad de pacientes y con diferentes diagnósticos, por tal motivo el diseño de las placas toracolumbares tienen



orificios ovalados para poder adaptar a las diferentes. La fijación se logra rígida o semirrígida al pensar en un sistema que se puede construir metal-metal-hueso (rígido) o metal-hueso (semi-rígido) tratando así las diferentes patologías evitando los riesgos de osteoporosis o fracturas de implantes cuando no es necesario demasiada solidez o se trata de evitar osteopenia por desuso.

En un estudio realizado por los doctores Diego M. de la Torre González, Rubén Lima Flores, y el ingeniero J. de Jesús Camacho Sabalza[26], revisaron 189 pacientes con diagnóstico de inestabilidad vertebral toracolumbar, ocasionada por enfermedades como: espondilolistesis, inestabilidad vertebral posquirúrgica, fracturas, infecciones, tumores óseos primarios y metastásicos a nivel toracolumbar.

Su estabilidad fue recuperada mediante un implante con tornillos transpediculares conectados con barras de acero inoxidable. Actualmente existen sistemas de fijación transpedicular que requieren de mucho instrumental y de tornillos que se componen de varias piezas que hacen difícil su aplicación, además el valor económico de los sistemas de importación es muy elevado y no está al alcance de la mayoría de los pacientes de nuestro país.

En conclusión, con las modificaciones que se hicieron de otros implantes para estabilizar la columna vertebral toracolumbar, se logró que la aplicación fuera más fácil, disminuyendo el tiempo y riesgo quirúrgico, el gasto de sangre y la administración de anestésico y medicamentos en el trans-operatorio, además de abatir el costo del implante.

## CAPITULO 4

### MODELAMIENTO MATEMÁTICO

#### 4. Modelo clásico y matemático.

##### 4.1. Modelo simplificado clásico.

Dada la complejidad en la transmisión de las cargas primero entre la columna (vértebras) y los tornillos; posteriormente entre éstos y la placa, se hace muy difícil poder asumir que cantidad de fuerza o esfuerzo finalmente se transfiere de la columna a la placa, eso por un lado, si deseáramos hacer un análisis por elasticidad, el presente problema no está dentro de los modelos ya conocidos o resueltos en este campo, por lo tanto deberíamos de encontrar la función de esfuerzo para llegar a obtener los datos requeridos.

Es por ello que optamos por una simulación numérica como es el análisis por elementos finitos.

##### 4.2. Método de los elementos finitos

###### 4.2.1. Definiciones generales.

El método de los elementos finitos es una técnica matemática que busca encontrar soluciones numéricas aproximadas a las ecuaciones del cálculo que predicen la respuesta de sistemas físicos sujetos a influencias externas; este método es usado cuando la solución por métodos analíticos clásicos es demasiado complicada.

En general, el método de los elementos finitos modela un sistema o continuo como un ensamble de pequeñas partes, denominados elementos. Este proceso se conoce como discretización de un continuo[27]. Cada elemento es de geometría sencilla y por lo tanto es

de análisis más sencillo que el sistema real, siendo los nodos puntos donde los elementos se conectan entre sí. En esencia, aproximamos una solución complicada mediante un modelo que consiste de soluciones simples continuas parte por parte.

Los elementos finitos se distinguen de los elementos diferenciales usados en cálculo. El FEM (Método de los Elementos Finitos) es una aproximación parte por parte en el cual la función de aproximación se forma conectando funciones sencillas, cada una definida sobre una pequeña región (elemento).

#### 4.2.2. Definición del problema.

Un fenómeno esta formado por lo siguiente:

- a) Dominio y frontera.
- b) Ecuación diferencial, gobierna el problema según: ley física o relación constitutiva.
- c) Condiciones de frontera.

#### 4.2.3. Teoría básica sobre sólidos tridimensionales analizados con elementos finitos.

En esta parte del presenta trabajo se definirá los conceptos matemáticos que gobiernan el comportamiento de un sólido tridimensional analizado con elementos finitos; el elemento a utilizar será el tetraédrico.

##### 4.2.3.1. Campo de desplazamientos.

Sea un sólido tridimensional[28] como el que se muestra en la Fig. 4.1, el movimiento de un punto material perteneciente al sólido, queda totalmente definido por las tres componentes del vector desplazamiento  $u$ ,  $u = \{u, v, w\}$  donde  $u$ ,  $v$ ,  $w$  son los desplazamientos del punto según los ejes cartesianos  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , respectivamente.

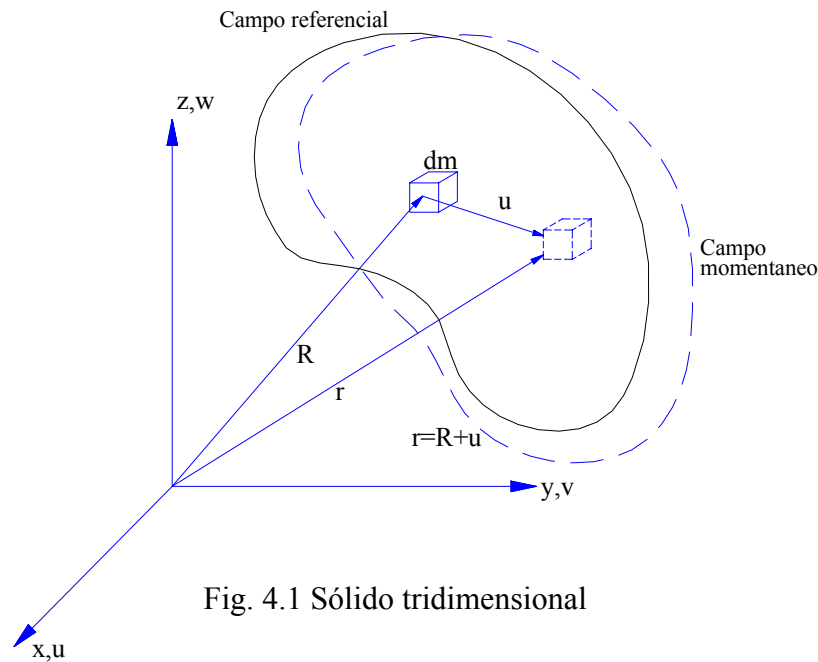


Fig. 4.1 Sólido tridimensional

**4.2.3.2. Campo de deformaciones.**

Con el campo de desplazamientos definido en el punto anterior (4.2.3.1), obtenemos de la teoría de la elasticidad clásica el siguiente campo de deformaciones para el punto material.

$$\boldsymbol{\varepsilon} = (\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{xz}, \gamma_{yz})^T \tag{4.1}$$

con

$$\varepsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x} \quad \varepsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y} \quad \varepsilon_z = \frac{\partial w}{\partial z} \tag{4.2}$$

$$\gamma_{xy} = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \quad \gamma_{xz} = \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \quad \gamma_{yz} = \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \tag{4.3}$$

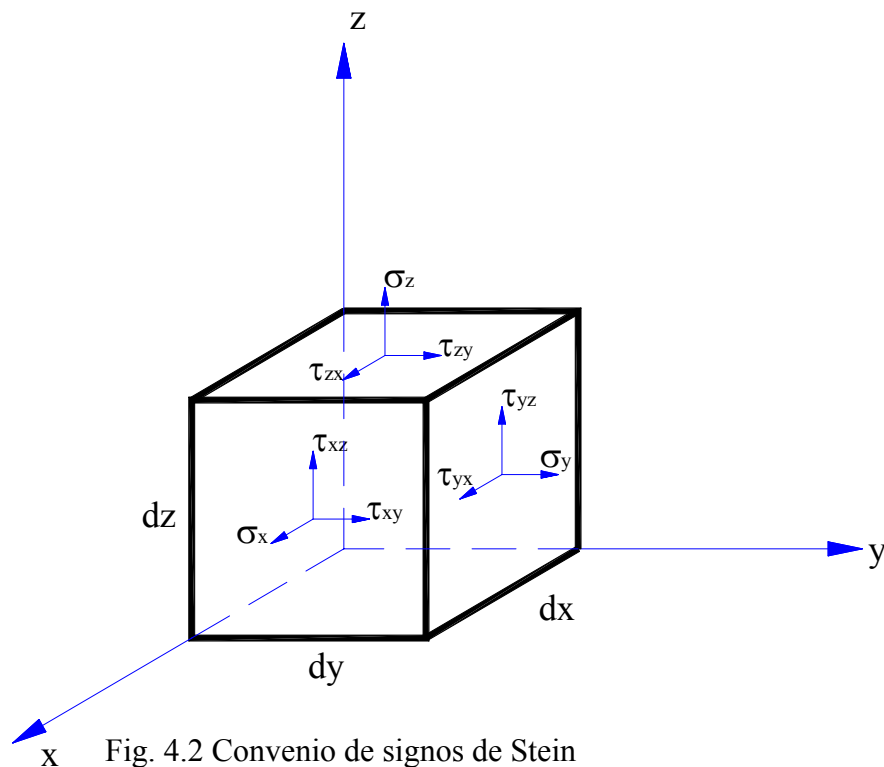
donde  $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$  son las deformaciones unitarias y  $\gamma_{xy}, \gamma_{xz}, \gamma_{yz}$  son las deformaciones angulares.

#### 4.2.3.3. Campo de tensiones.

El punto material  $\mathbf{dm}$  está sometida a un conjunto de 6 componentes de tensión y está definido de la siguiente manera:

$$\boldsymbol{\sigma} = \left( \sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz} \right)^T \quad (4.4)$$

donde  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ , son las tensiones normales y  $\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$  son las tensiones tangenciales o de corte; en la Fig. 4.2 se muestra el convenio de signos de dichas tensiones.



#### 4.2.3.4. Relación constitutiva de tensión-deformación.

La relación entre las seis deformaciones y las seis tensiones viene expresada en el caso más general de elasticidad anisotrópica por una matriz constitutiva de tamaño 6 x 6

simétrica y con 21 coeficientes independientes. Un caso mas simplificado y usual en la practica es el de la elasticidad isotrópica, el numero de coeficientes en la matriz de materiales D se reduce a dos: el módulo de elasticidad E y el coeficiente de Poisson  $\nu$ . En dicho caso, la ecuación constitutiva puede escribirse directamente (teniendo en cuenta los vectores de deformaciones y tensiones iniciales) de la siguiente forma:

$$\sigma = D \cdot (\varepsilon - \varepsilon^0) + \sigma^0 \tag{4.5}$$

y la matriz constitutiva D (matriz simétrica) viene dada por:

$$D = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ & 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ & & 1 & 0 & 0 & 0 \\ & & & 1 & 0 & 0 \\ & & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ & & & & & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix} \tag{4.6}$$

**4.2.3.5. Principio del trabajo virtual (PTV).**

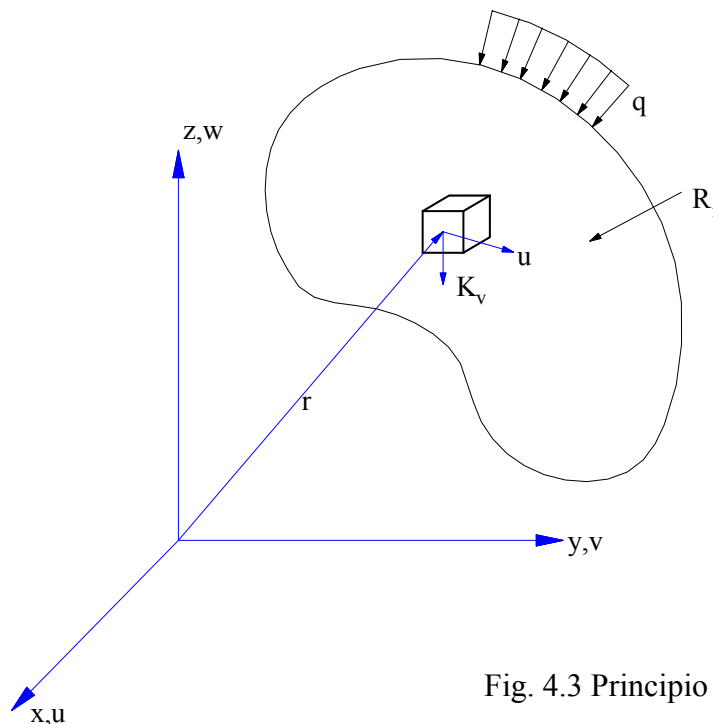


Fig. 4.3 Principio del trabajo virtual

El principio del trabajo virtual (PTV) nos genera el equilibrio dentro del sólido y viene dado por la siguiente expresión:

$$\iiint_V \delta \varepsilon^T \sigma dV = \iiint_V \delta u^T K_v dV + \iint_A \delta u^T q dA + \sum_i \delta u_i^T R_i \quad (4.7)$$

donde V es el volumen y A la superficie del cuerpo sobre los que actúan las fuerzas de masa  $K_v$ , de superficie q y puntuales  $R_i$  respectivamente. Ver Fig.4.3

En la expresión del PTV intervienen solo las primeras derivadas de los desplazamientos, lo que exige una continuidad de clase  $C_0$  en la aproximación de los elementos finitos.

#### 4.2.4. Formulación de los elementos finitos. Elemento tetraédrico de 4 nodos.-

En la formulación de los elementos finitos se introducirá las matrices y vectores de un elemento sencillo, como es el tetraédrico de cuatro nodos, que es el análogo del triangular de tres nodos en el caso bidimensional, ver Fig.4.4.

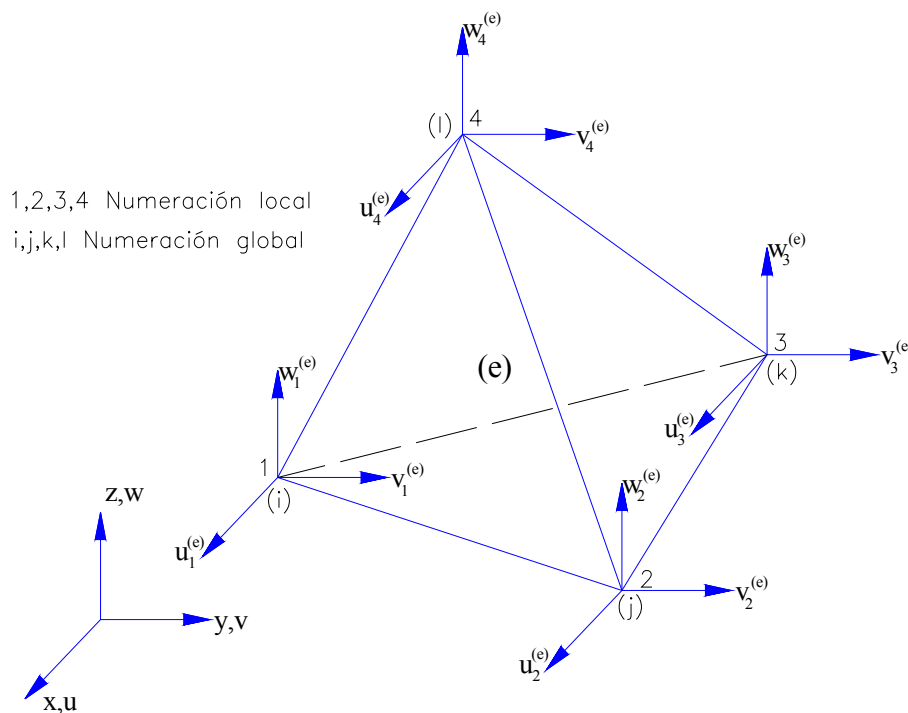


Fig. 4.4. Elemento tetraédrico



#### 4.2.4.1. Discretización del campo de desplazamientos.

Consideremos un sólido tridimensional discretizado en elementos tetraédricos de cuatro nodos. El campo de desplazamientos en el interior de un elemento se puede aproximar por

$$\mathbf{u} = \begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} N_1 u_1 + N_2 u_2 + N_3 u_3 + N_4 u_4 \\ N_1 v_1 + N_2 v_2 + N_3 v_3 + N_4 v_4 \\ N_1 w_1 + N_2 w_2 + N_3 w_3 + N_4 w_4 \end{Bmatrix} = \sum_{i=1}^4 \mathbf{N}_i \mathbf{u}_i^{(e)} = \mathbf{N} \mathbf{u}^{(e)} \quad (4.8)$$

donde:  $\mathbf{N} = [N_1, N_2, N_3, N_4]$   $\mathbf{N}_i = \begin{bmatrix} N_i & 0 & 0 \\ 0 & N_i & 0 \\ 0 & 0 & N_i \end{bmatrix}$  (4.9)

y  $\mathbf{u}^{(e)} = \begin{Bmatrix} u_1^{(e)} \\ u_2^{(e)} \\ u_3^{(e)} \\ u_4^{(e)} \end{Bmatrix}$ ,  $\mathbf{u}_i^{(e)} = \begin{Bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \end{Bmatrix}$  (4.10)

son las matrices de funciones de forma y vector de desplazamientos del elemento y de un nodo.

La expresión analítica de las funciones de forma  $N_i$  se puede obtener de modo similar que en el elemento triangular de tres nodos. Los cuatro nodos del elemento tetraédrico definen una variación lineal de los desplazamientos en los coordenadas xyz de tal forma que:

$$\begin{aligned} u &= \alpha_1 + \alpha_2 \cdot x + \alpha_3 \cdot y + \alpha_4 \cdot z \\ v &= \alpha_5 + \alpha_6 \cdot x + \alpha_7 \cdot y + \alpha_8 \cdot z \\ w &= \alpha_9 + \alpha_{10} \cdot x + \alpha_{11} \cdot y + \alpha_{12} \cdot z \end{aligned} \quad (4.11)$$

Las constantes  $\alpha_i$  se obtienen sustituyendo adecuadamente las coordenadas de los nodos e igualando los desplazamientos a sus valores nodales.

$$u_1 = \alpha_1 + \alpha_2 \cdot x_1 + \alpha_3 \cdot y_1 + \alpha_4 \cdot z_1$$

$$u_2 = \alpha_1 + \alpha_2 \cdot x_2 + \alpha_3 \cdot y_2 + \alpha_4 \cdot z_2$$

$$u_3 = \alpha_1 + \alpha_2 \cdot x_3 + \alpha_3 \cdot y_3 + \alpha_4 \cdot z_3$$

$$u_4 = \alpha_1 + \alpha_2 \cdot x_4 + \alpha_3 \cdot y_4 + \alpha_4 \cdot z_4 \quad (4.12)$$

Resolviendo el sistema anterior y sustituyendo los valores de  $\alpha_i$  se encuentra tras ordenar términos

$$u = \sum_{i=1}^4 \frac{1}{6V^{(e)}} \cdot (a_i + b_i \cdot x + c_i \cdot y + d_i \cdot z) \cdot u_i \quad (4.13)$$

de donde se deduce que la función de forma del nodo  $i$  es

$$N_i = \frac{1}{6V^{(e)}} \cdot (a_i + b_i \cdot x + c_i \cdot y + d_i \cdot z) \quad (4.14)$$

donde  $V^{(e)}$  es el volumen del elemento, y

$$a_i = \det \begin{pmatrix} x_j & y_j & z_j \\ x_k & y_k & z_k \\ x_l & y_l & z_l \end{pmatrix}$$

$$\begin{aligned}
 b_i &= -\det \begin{pmatrix} 1 & y_j & z_j \\ 1 & y_k & z_k \\ 1 & y_l & z_l \end{pmatrix} \\
 c_i &= \det \begin{pmatrix} x_j & 1 & z_j \\ x_k & 1 & z_k \\ x_l & 1 & z_l \end{pmatrix} \\
 d_i &= -\det \begin{pmatrix} x_j & y_j & 1 \\ x_k & y_k & 1 \\ x_l & y_l & 1 \end{pmatrix}
 \end{aligned} \tag{4.15}$$

obteniéndose los distintos coeficientes para los valores de  $i = 1, 2, 3, 4$  mediante la adecuada permutación cíclica de los subíndices  $i, j, k, l$ .

**4.2.4.2. Matriz de deformación.-**

Sustituyendo el valor aproximado del campo de desplazamiento en la definición del campo de deformaciones obtenemos la siguiente relación:

$$\varepsilon = \sum_{i=1}^4 \begin{pmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial x} \cdot u_i \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} \cdot v_i \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} \cdot w_i \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} \cdot u_i + \frac{\partial N_i}{\partial x} \cdot v_i \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} \cdot u_i + \frac{\partial N_i}{\partial x} \cdot w_i \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} \cdot v_i + \frac{\partial N_i}{\partial y} \cdot w_i \end{pmatrix} \quad \varepsilon = \sum_{i=1}^4 B_i \cdot u_i^{(e)} \quad \varepsilon = B \cdot u^{(e)} \tag{4.16}$$

donde B es la matriz de deformación dado por  $B = (B_1 \ B_2 \ B_3 \ B_4)$  siendo  $B_i$  la matriz de deformación del nodo i, con

$$B_i = \begin{pmatrix} \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} \\ \frac{\partial N_i}{\partial y} & \frac{\partial N_i}{\partial x} & 0 \\ \frac{\partial N_i}{\partial z} & 0 & \frac{\partial N_i}{\partial x} \\ 0 & \frac{\partial N_i}{\partial z} & \frac{\partial N_i}{\partial y} \end{pmatrix} \quad B_i = \frac{1}{6V^{(e)}} \begin{pmatrix} b_i & 0 & 0 \\ 0 & c_i & 0 \\ 0 & 0 & d_i \\ c_i & b_i & 0 \\ d_i & 0 & b_i \\ 0 & d_i & c_i \end{pmatrix} \quad (4.17)$$

#### 4.2.4.3. Matriz de rigidez del elemento.

Sustituyendo en la ecuación del PTV (Principio del Trabajo Virtual) particularizada para un solo elemento y haciendo uso de (4.7) y (4.15) se obtiene la ecuación de equilibrio del elemento dado por:

$$K^{(e)} \cdot u^{(e)} - f^e = q^{(e)}$$

donde  $K^{(e)}$  es la matriz de rigidez del elemento,  $f^e$  es el vector de fuerzas equivalentes nodales y  $q^{(e)}$  es el vector de fuerzas nodales de equilibrio (que desaparecen en el ensamblaje).

La matriz de rigidez para el elemento tetraédrico de 4 nodos se puede encontrar de una forma explícita sencilla de  $K_{ij}^{(e)}$ , puesto que todas las cantidades subintegrales son constantes, como:

$$K_{ij}^{(e)} = B_i^T D B_j V^{(e)}$$

#### 4.2.4.4. Vector de fuerzas nodales equivalente.-

El vector de fuerzas nodales equivalentes  $f^{(e)}$  tiene la expresión siguiente:

$$f^{(e)} = \iiint_{V^{(e)}} N^T K_v dV + \iint_{A^{(e)}} N^T q dA + \iiint_{V^{(e)}} B^T D \epsilon^0 dV - \iiint_{V^{(e)}} B^T \sigma^0 dV$$

donde la primera integral representa el vector de fuerzas de volumen; la segunda el de fuerzas de superficie; y la tercera y cuarta los vectores de fuerzas debidas a deformaciones y tensiones iniciales, respectivamente.

La aproximación lineal del elemento tetraédrico de cuatro nodos le confiere una precisión limitada ya que solo puede modelar exactamente un campo de tensiones o deformaciones uniforme. Esto implica que en zonas donde se prevean gradientes de tensiones elevados será necesario utilizar mallas mas finas.

Otra peculiaridad inherente al elemento tetraédrico, es la dificultad de la discretización de un sólido en una malla de tetraedros. Esto puede ser un grave problema para el análisis de sólidos con geometría irregular y en particular si se desean efectuar varios análisis sucesivos de forma adaptable. Todo ella ha motivado el desarrollo de preprocesadores para automatizar al máximo el proceso de discretización.

## CAPITULO 5

## APLICACIÓN Y SIMULACIÓN NUMERICA

**5. Aplicación de los elementos finitos.**

El método de los elementos finitos es la representación de un sistema continuo, que tiene un número infinito de grados de libertad, usando una geometría representativa de ese sistema compuesto de un número finito de pequeños elementos y puntos denominados nodos. A mayor cantidad de elementos, mayor exactitud en el modelo. Las propiedades del material, los desplazamientos, y otras características del sistema son representados por funciones matemáticas entre los nodos. Este modelo de elemento finito puede ser usado para determinar la tensión, energía, y desplazamiento de la estructura que es el resultado de la aplicación de la carga externa.

Se usan formas simples, como triángulos o cuadrados, para formar la geometría del modelo, para el presente trabajo se usaran tetraedros.

Los puntos en que estas formas, o elementos, se conectan es por los nodos. Una vez creado el modelo del elemento finito y se han establecido las características del sistema en el modelo, una matriz de rigidez global puede formarse entonces para la estructura entera. Dado las fuerzas y las condiciones de borde (restricciones), pueden calcularse los desplazamientos desconocidos de cada uno de los nodos y luego determinar las tensiones que actúan en cada elemento[29].

Para la simulación se usara los siguientes software: Solidworks® y Cosmos/Works®; el primero para la elaboración de la geometría y el segundo para el análisis con elementos finitos. Estos dos programas trabajan en conjunto puesto que la geometría es analizada directamente en la plataforma de Solidworks® con Cosmos/Works®.

Los pasos para crear un modelo en el programa Cosmos/Works®[30] son:



- Usar la geometría creada en Solidworks®.
- Especificar los materiales del acero y del hueso.
- Aplicar las restricciones y las cargas biológicas.
- Enmallar la geometría con nodos y elementos.

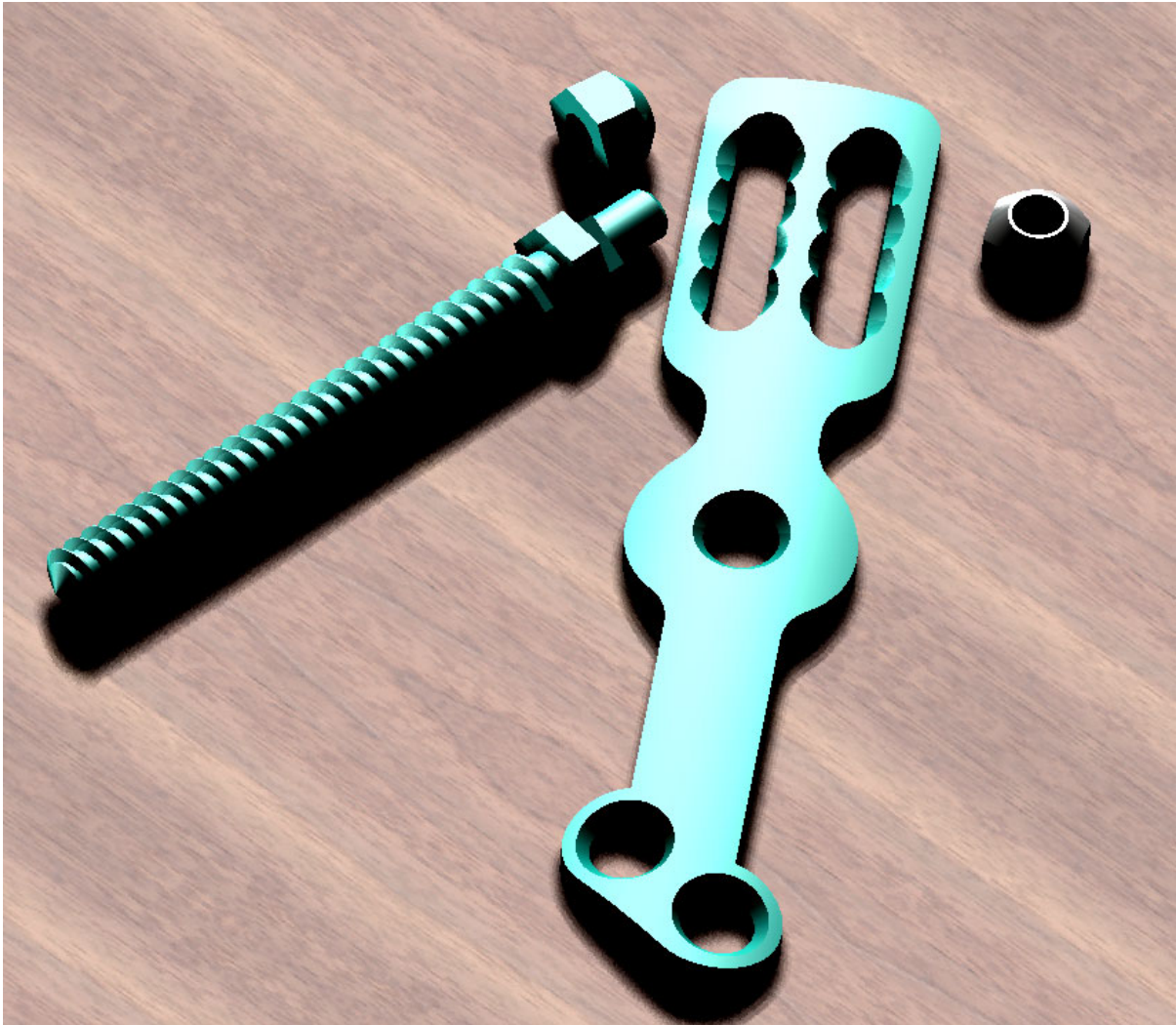


Fig. 5.1a Implante de FUDA con sus accesorios

El modelo ha sido creado y está listo para el análisis. Los tipos de análisis con los que cuenta el software son variados, realizaremos el análisis de tipo estático lineal; realmente se debería de hacer un análisis de tipo no lineal por ser el hueso un material anisotrópico.



En nuestro caso será el modelado y análisis de una placa (implante, ver Fig. 5.1a), que tiene como objetivo la sujeción de un injerto en la columna vertebral (Fig. 5.1b); este implante tiene que garantizar la formación de callos entre el injerto y las vértebras existentes, para que el paciente pueda después de un tiempo recobrar su vida normal.

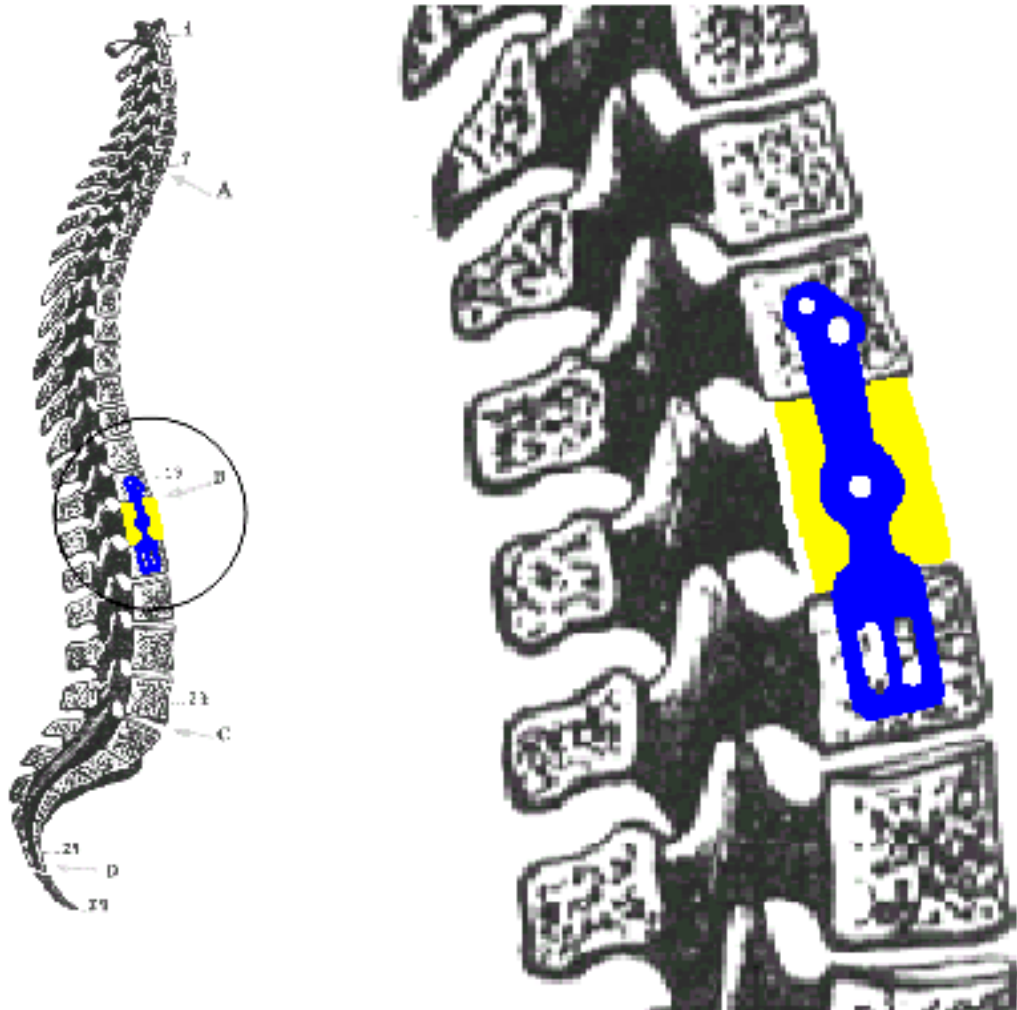


Fig. 5.1b Implante ubicado en la columna vertebral

Las etapas que componen el cálculo por elementos finitos son las siguientes

- Pre-Proceso
- Proceso
- Post-Proceso

## 5.1. Pre-proceso.

Aquí se realiza la identificación del modelo, se define la geometría (dimensiones), se asignan los materiales (acero, hueso) con los cuales serán construidos los modelos, propiedades (tipos de elementos finitos) y se señalan las condiciones de contorno o de borde (restricciones) y las cargas (fuerzas).

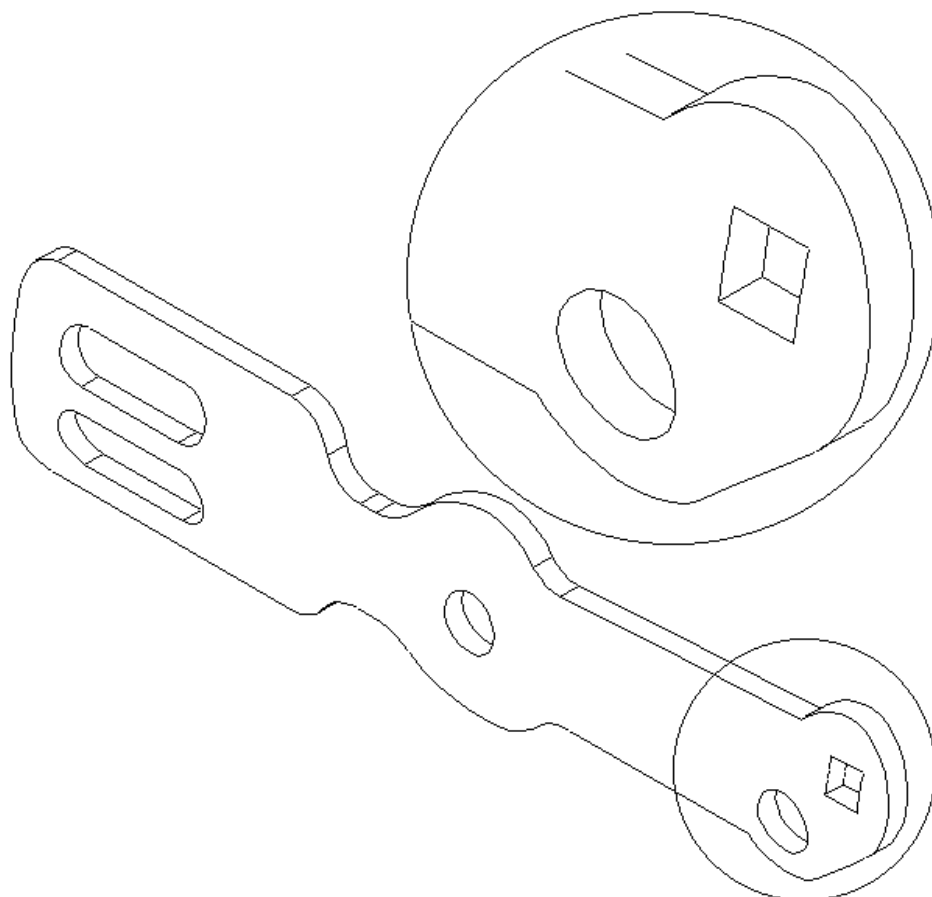


Fig. 5.2 Modelo inicial sin modificar

### 5.1.1. Determinación del modelo geométrico.

Inicialmente la placa contaba con un agujero cuadrado que normalmente es muy difícil de conseguir en un maquinado convencional (ver Fig. 5.2 ) que encárese el producto final por que se tendría que realizar en un centro de mecanizado. Este modelo fue planteado inicialmente por el Dr. Fuentes Davila y que a mi criterio se cambio por la configuración que se presenta en la figura 5.1a

**Modelo A.-** Ante una lesión muy grave de la columna como es una corporectomía de L4 que fue simulada mediante la eliminación de la vértebra L4 y sus ligamentos adyacentes; el modelo geométrico A solo presentara las vértebras, los tornillos y la placa.(Fig 5.3)

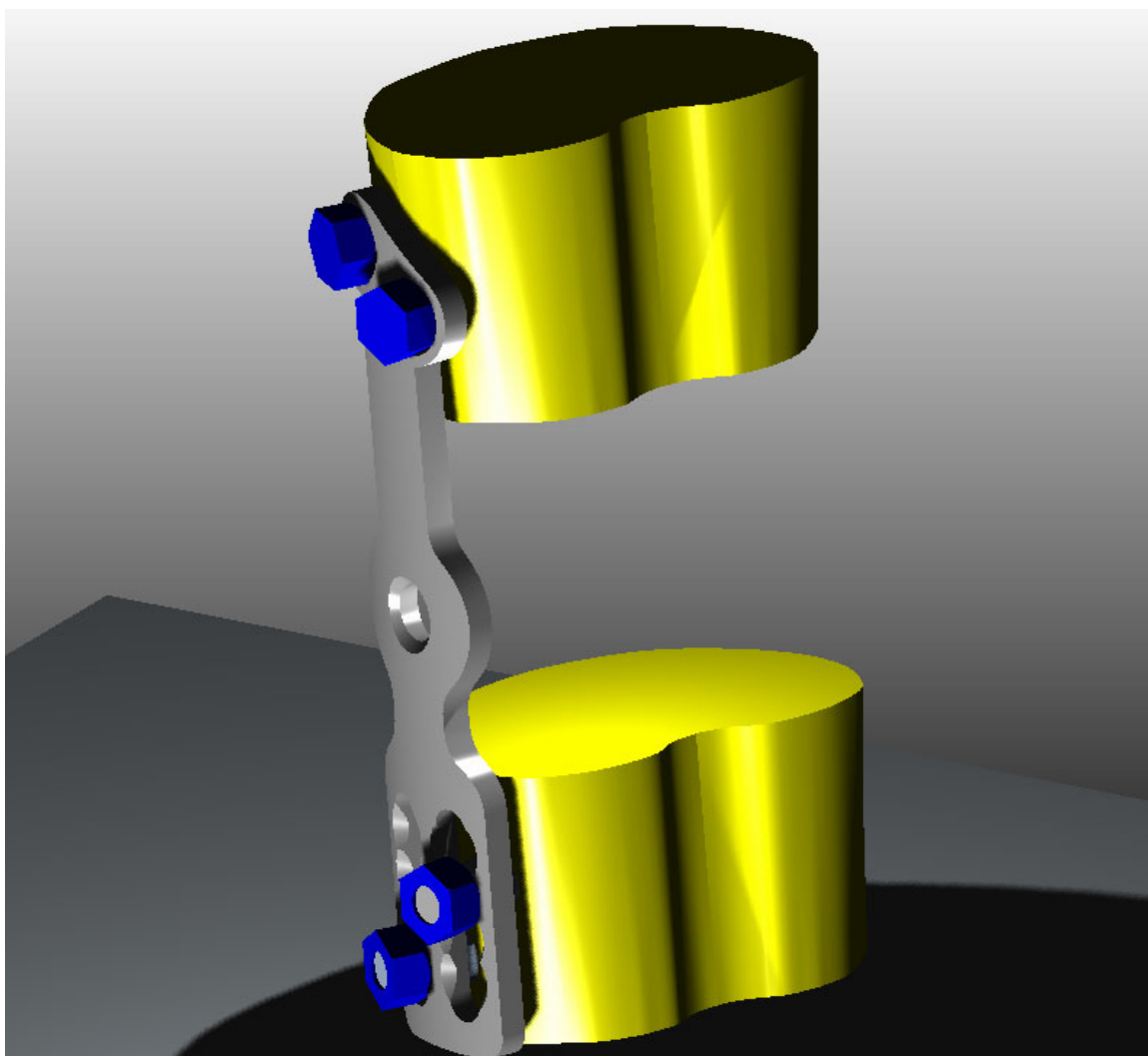


Fig. 5.3 Modelo geométrico A

**Modelo B.-** Ante la corporectomía de L4 mas una fusión anterior utilizando injerto procedente del hueso iliaco, que es capaz de soportar carga. El modelo geométrico B considerara el injerto de hueso entre las vértebras, sujetado por los tornillos. (Fig. 5.4)

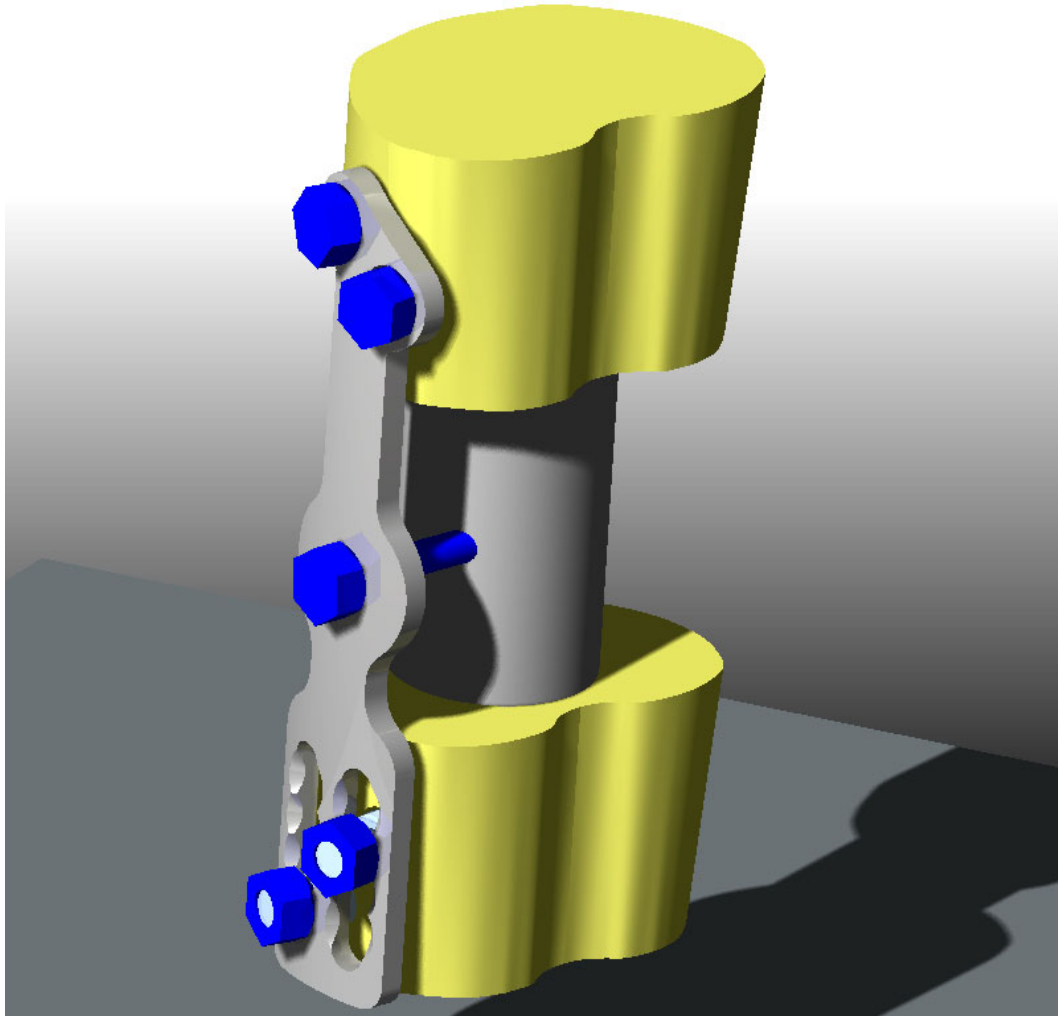


Fig. 5.4 Modelo geométrico B

Hemos tenido en cuenta el poder simplificar la geometría de las vértebras para el desarrollo, pero que si consideramos una interacción entre todos los elementos que componen dichos modelos, donde cada uno de estos componentes ha sido generado por separado y posteriormente se han ensamblado como un todo; con relación a los tornillos no hemos considerado las rosca pero si el diámetro de raíz de los mismos por ser en esta parte la mas importante.

### 5.1.2. Definición del material.

El material o los materiales del modelo tienen propiedades como módulo de elasticidad, coeficiente de Poisson, masa y densidad, el programa Cosmos/Works<sup>®</sup> cuenta con una biblioteca de distintos materiales; en nuestro caso se ingresarán los dos tipos de materiales que usaremos por ser especiales y los guardaremos en la biblioteca de materiales.

Para poder aplicar la metodología de los elementos finitos se definirán los materiales, podemos decir que el acero 316LVM[31], que se utilizara será un material isotropico y homogéneo para las partes metálicas cuyas propiedades se muestran en la tabla siguiente:

Tabla N° 2. Propiedades del acero

Modulo de elasticidad:	$E = 200000 \text{ MPa } (2 \times 10^{11} \text{ N/m}^2)$
Modulo de corte:	$G = 78000 \text{ MPa } (7.8 \times 10^{10} \text{ N/m}^2)$
Coeficiente de Poisson:	$\nu = 0.28$
Limite elástico (Fluencia)	$S = 1140 \text{ MPa } (1.14 \times 10^9 \text{ N/m}^2)$

Con referencia a la parte biológica, en este trabajo se considera que el hueso es un material homogéneo, elástico, lineal e isotropico, sin hacer distinción entre el hueso cortical y esponjoso; esta suposición no es completamente cierta, ya que el hueso es un material claramente heterogéneo y anisotrópico[32], pero siendo consciente de esta limitación se puede considerar un primer modelo, se hará uso de las propiedades del hueso cortical que se muestran en la tabla N° 3.

Tabla N° 3. Propiedades del hueso

Modulo de elasticidad:	$E = 15000 \text{ MPa } (1.5 \times 10^{10} \text{ N/m}^2)$
Modulo de corte:	$G = 5.68 \text{ MPa } (5.68 \times 10^9 \text{ N/m}^2)$
Coefficiente de Poisson:	$\nu = 0.32$

### 5.1.3. Definición de las restricciones.

Las restricciones o condiciones de contorno se da en cada grado de libertad (GDL) de los nodos respectivos. Cada GDL puede ser especificado independientemente, ofreciendo completa generalidad en describir las condiciones de contorno, tales GDL se dan respecto a un sistema de coordenadas definido por el usuario.

Las condiciones de apoyo entre vértebra y vértebra es muy difícil de simular porque entre estas se encuentra el anillo fibroso y el núcleo pulposo (ver Fig. 1.5) que actúan como amortiguadores para la columna vertebral.

Para el análisis consideraremos un apoyo con **traslaciones restringidas** (no existe traslación) en la base de la vértebra L5 (Fig. 5.5 y 5.6) y no consideraremos el **apoyo empotrado**, estas restricciones son para los dos modelo A y B.

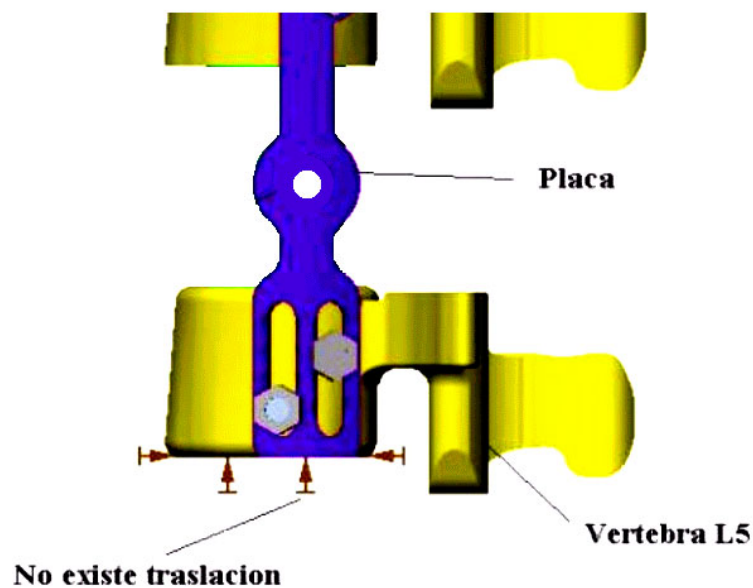


Fig. 5.5 Modelo A con restricciones



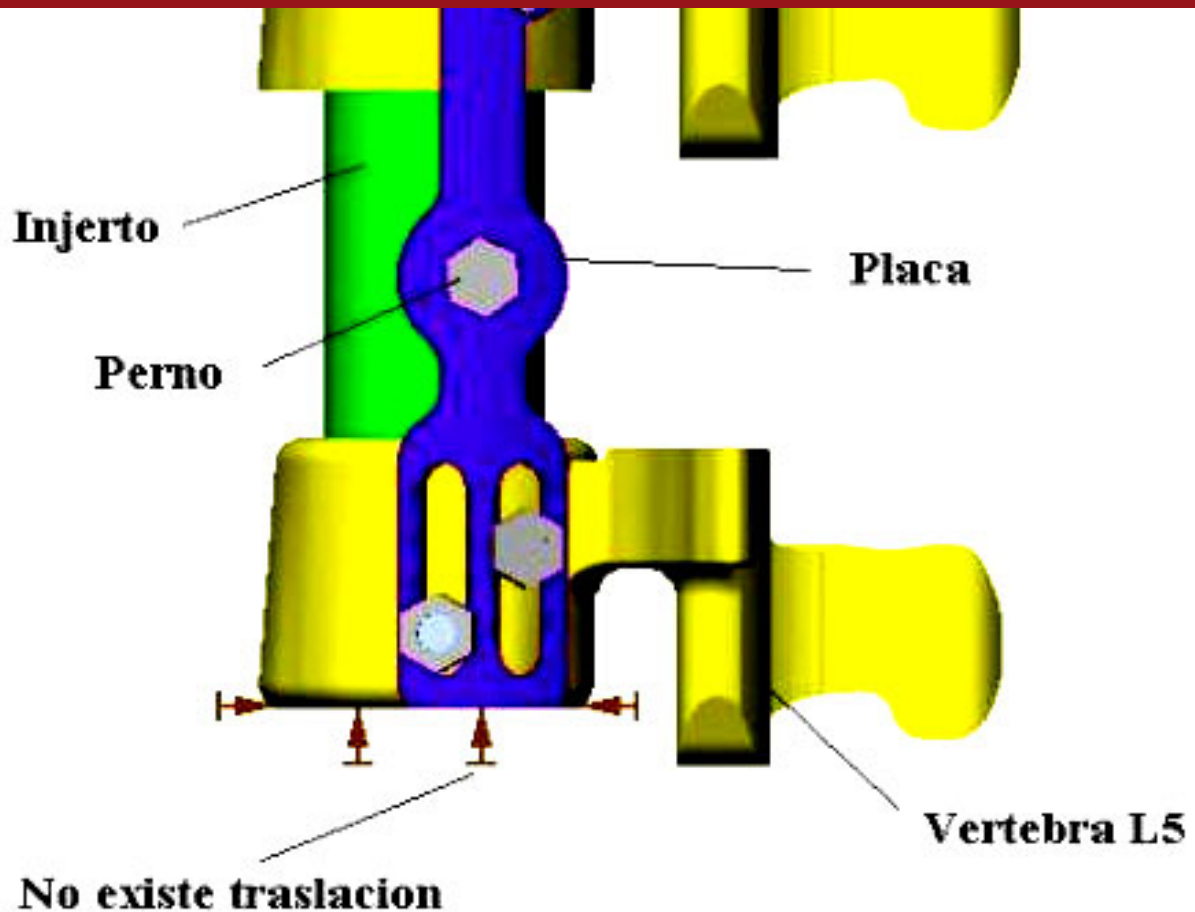


Fig. 5.6 Modelo B con restricciones

#### 5.1.4. Determinación de las cargas actuantes.

Las condiciones de carga sobre la columna son múltiples y cambian con el tiempo según el movimiento que se este realizando, además es importante tener en cuenta la gran cantidad de ligamentos y músculos que se insertan en la misma.

Las fuerzas que actúan sobre la columna vertebral se clasifican en dos tipos, atendiendo al origen de las mismas:

Fuerza internas, por una parte la fuerza intervertebral, aplicada a través de la cadena biomecánica formada por las vértebras, y en segundo lugar las fuerzas musculares, que actúan de forma directa sobre la columna. Fuerzas externas, que se originan por la acción del entornó que rodea al cuerpo. Asimismo pertenecen a este grupo las fuerzas de inercia



siendo de esta clase las producidas en el curso de accidentes de tráfico (choques, frenazos bruscos).

La consideración de todos los ligamentos y músculos es prácticamente imposible, siendo por tanto necesario hacer uso del modelo cargada en flexión vista en el punto 2.3.2 (Ver fig. 2.3). Considerando un individuo estándar, definiremos los datos anatómicos que se muestran en la tabla N° 4 .

Tabla N° 4. Datos anatómicos

Item	Cantidad
Peso corporal:	$P_c = 75 \text{ kg. (735.5 N)}$
Peso exterior a levantar:	$P_{el} = 10 \text{ kg. (98.1 N)}$
Peso de los dos brazos 10% del peso total:	$P_{eb} = 7.5 \text{ kg. (73.5 N)}$
Peso exterior:	$P_e = P_{el} + P_{eb} = 17.5 \text{ kg (171.6 N)}$
Angulo de la flexión del cuerpo:	$\alpha = 60^\circ$
Fuerza de músculo abdominales, según Morris:	$F_m = 8 \text{ kg. (78.6 N)}$
Brazo de palanca del peso de tronco:	$g_t = 30 \text{ cm (0.030 m)}$
Brazo de palanca del peso externo:	$g_e = 50 \text{ cm (0.050 m)}$
Brazo de palanca de la fuerza muscular abdominal:	$M = 12 \text{ cm (0.012 m)}$
Brazo de palanca de fuerza debida a la presión abdominal:	$A = 10 \text{ cm (0.010 m)}$
Brazo de palanca de la fuerza extensora:	$E = 6 \text{ cm (0.006 m)}$
Peso del tronco 45% del peso total:	$P_t = 33.75 \text{ kg (323.6 N)}$
Fuerza intra-abdominal (70 mmHg sobre 400 cm de cavidad abdominal):	$F_a = 37 \text{ Kg (362.8N)}$

Aplicando la expresión 2.8 para encontrar la fuerza extensora, tenemos:

$$F_e = \frac{F_m \cdot m + P_t \cdot g_t + P_e \cdot g_e + F_a \cdot a}{e}$$

$$F_e = 392.25 \text{ kg (3847 N)}$$

Ahora determinaremos la fuerza de compresión y de cizallada en las vértebras.

Aplicando la expresión 2.6 tenemos:

Fuerza de compresión:  $F_c = F_e + F_m + (P_t + P_e) \cos \alpha - F_a$

$$F_c = 388.875 \text{ kg (3814 N)}$$

Aplicando la expresión 2.7 tenemos:

Fuerza de cizalla:  $F_z = F_z = (P_t + P_e) \sin \alpha$

$$F_z = 44.384 \text{ kg (434.4 N)}$$

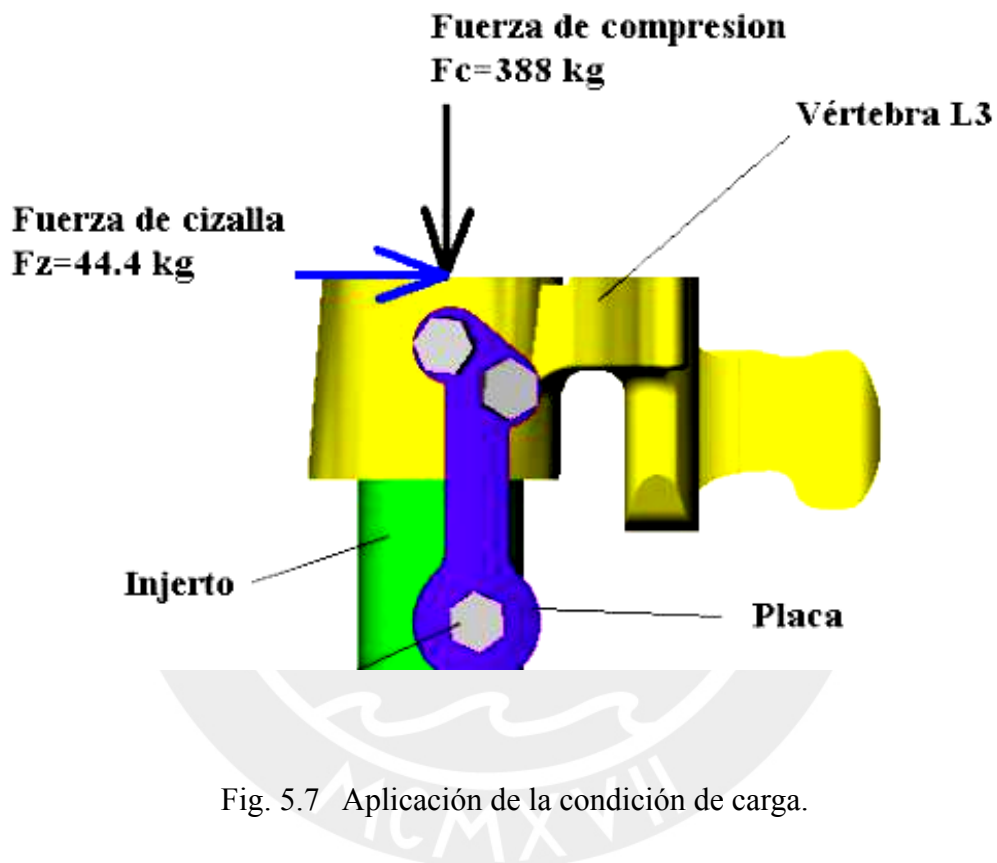
Resumiendo en una tabla tenemos:

Tabla N° 5. Cargas aplicadas

Tipo de carga	Cantidad
Fuerza de compresión:	$F_c = 388.875 \text{ kg (3814 N)}$
Fuerza de cizalla:	$F_z = 44.384 \text{ kg (434.4 N)}$

En la Fig. 5.7 se aprecia la forma como se esta aplicando las cargas, solo presentamos el modelo B por ser igual al modelo A.

Si el peso levantado pasa de 10 a 40 kg, (se multiplica por cuatro) la fuerza intervertebral compresiva sube de 388 a 653 kg, mientras que la de cizalla lo hace de 44.3 kg a 70.3 kg sube algo menos.



### 5.1.5. Modelado final.

Se puede apreciar que las cargas están aplicadas en la vértebra L3 cara superior, la condición de que no existe traslación en la base de vértebra L5; se desea que el modelo se asemeje lo mejor posible al comportamiento biomecánico de este segmento de la columna sin injerto (Fig. 5.8) y con un injerto aplicado (Fig. 5.9); por esta razón se a tratado de que la carga sea transmitida por las vértebras a los pernos y de éstos a la placa que es nuestro objetivo de análisis.

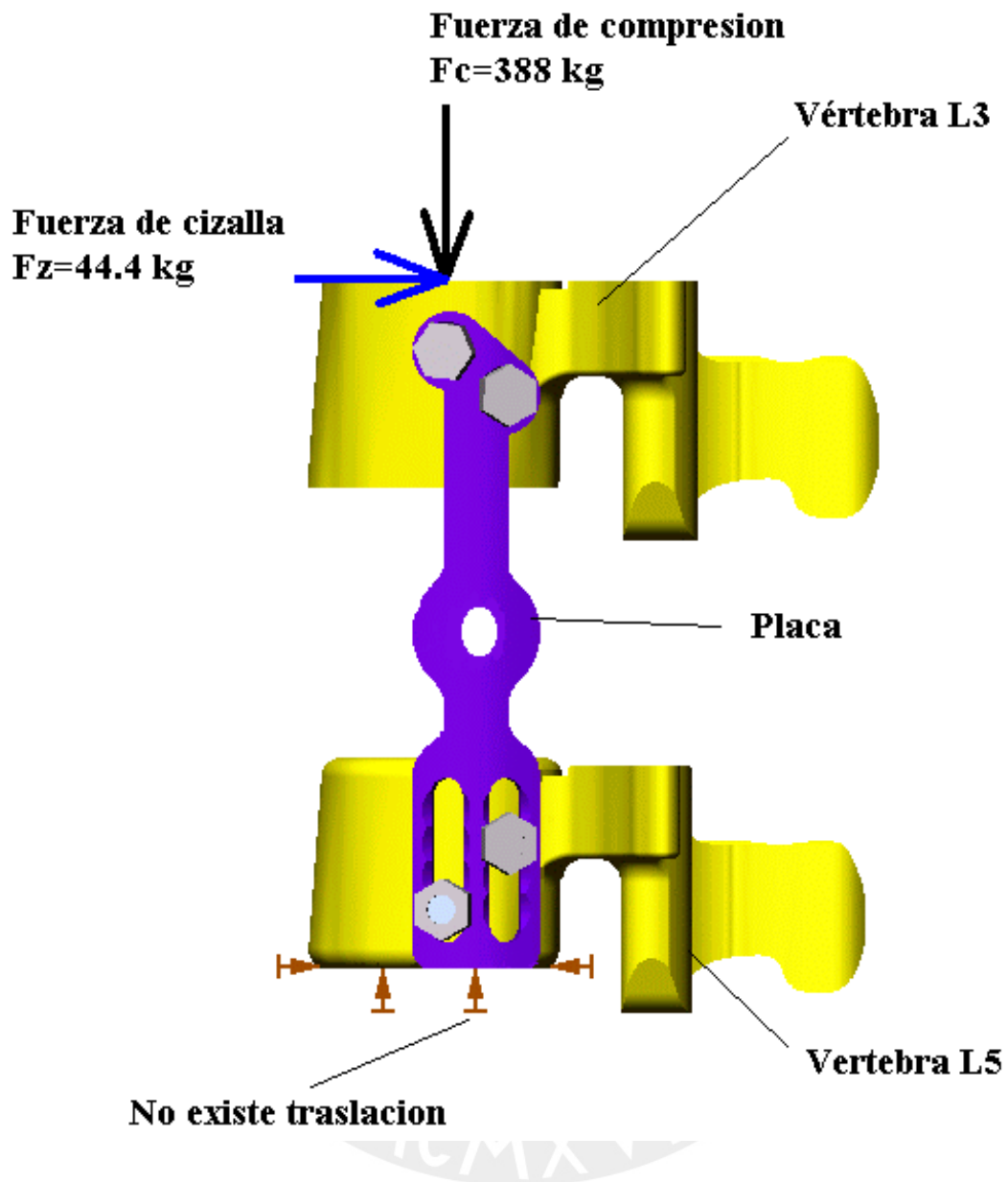


Fig. 5.8 Modelo final A

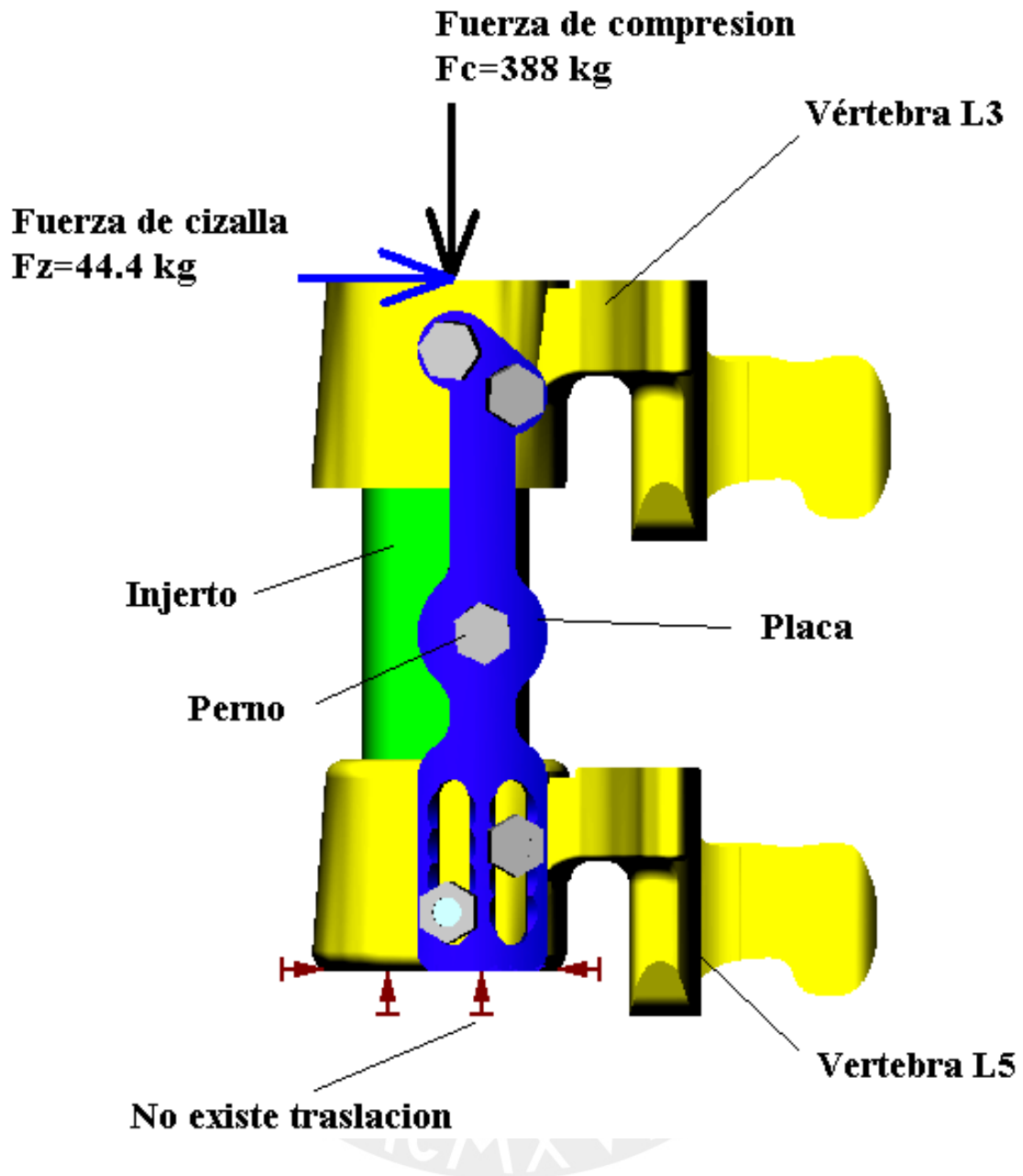


Fig. 5.9 Modelo final B

#### 5.1.6. Creación del enmallado (discretización).

Establecidos todos los pasos previos, los modelos final que servirán para la simulación por el método de los elementos finitos que se ve en las figuras 5.10 y 5.11; el enmallado se realizara en forma directa con elementos tetraédricos.

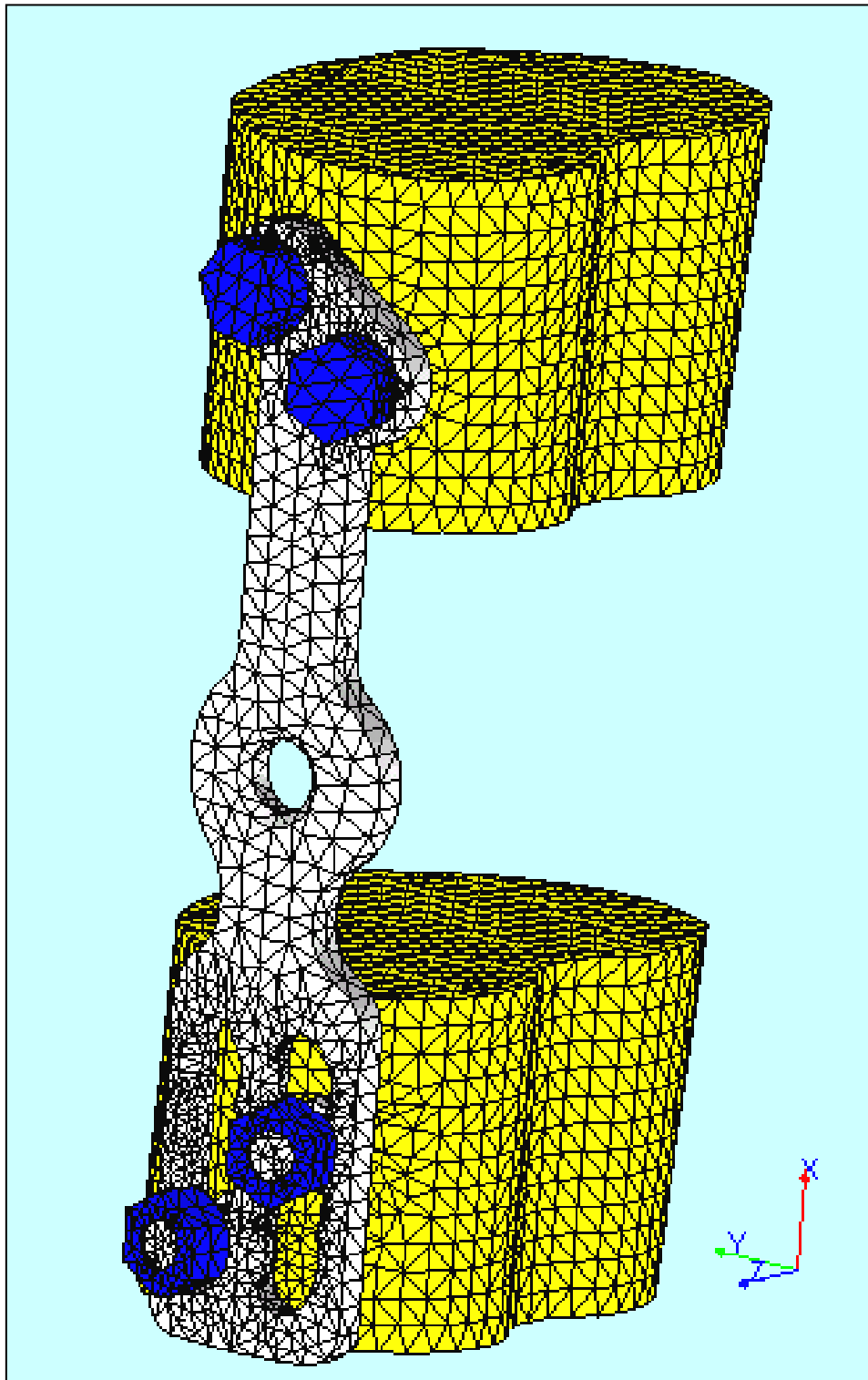


Fig. 5.10 Enmallado del modelo A

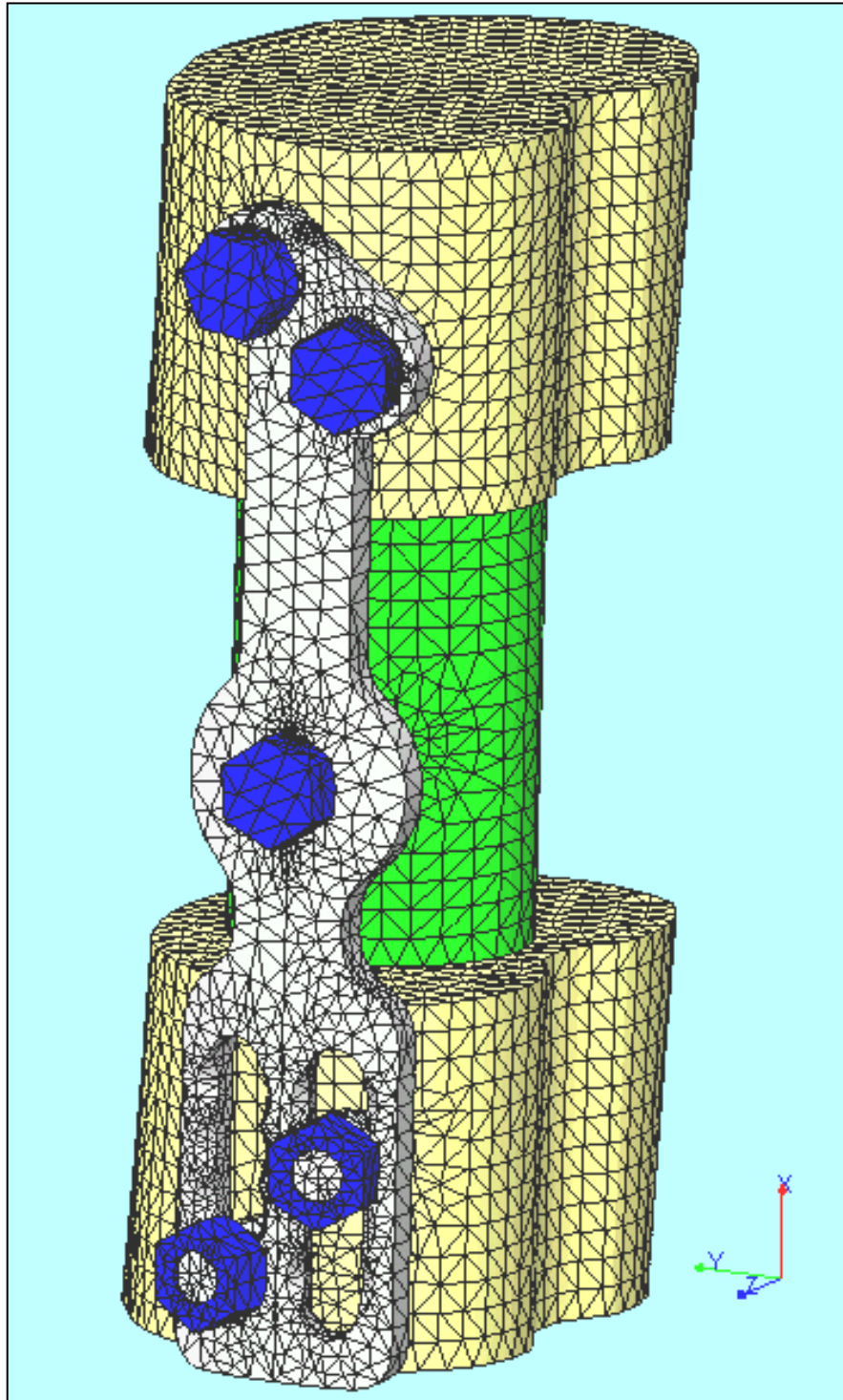


Fig. 5.11 Enmallado del modelo B

## 5.2. Proceso.

Es la etapa donde se resolverá las ecuaciones que se forman con la matriz de rigidez y las cargas externas para encontrar los desplazamientos respectivos.



### 5.3. Post - proceso. Análisis de resultados.

En esta etapa del post- proceso, si bien es cierto que se han utilizado todos los elementos del sistema de fijación; solo se muestra el análisis de la placa por ser el elemento fundamental del sistema de fijación.

#### 5.3.1. Determinación de los esfuerzos y desplazamientos del modelo A.

placa-Estudio 1 :: Static Nodal Stress  
/mm<sup>2</sup> (MPa)

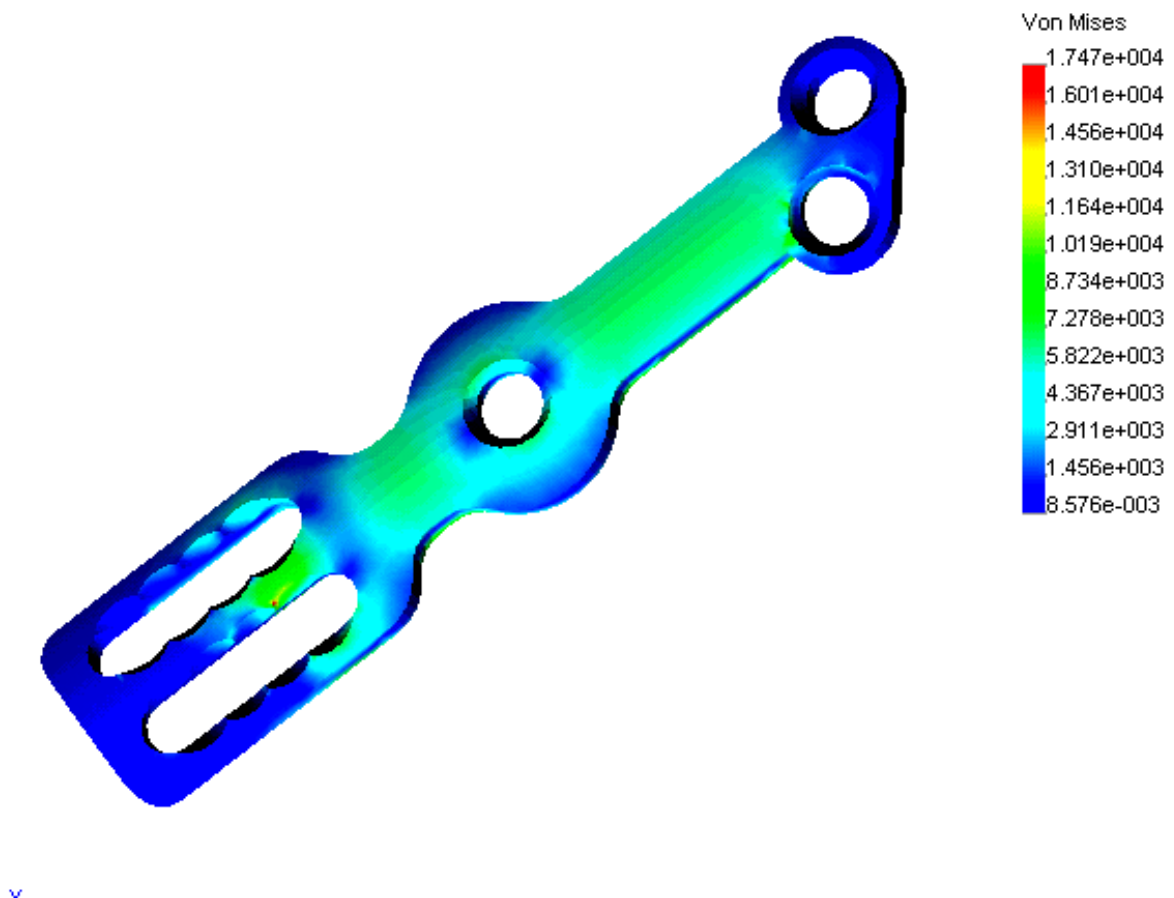


Fig. 5.12 Esfuerzos de la placa según el criterio de Von Mises

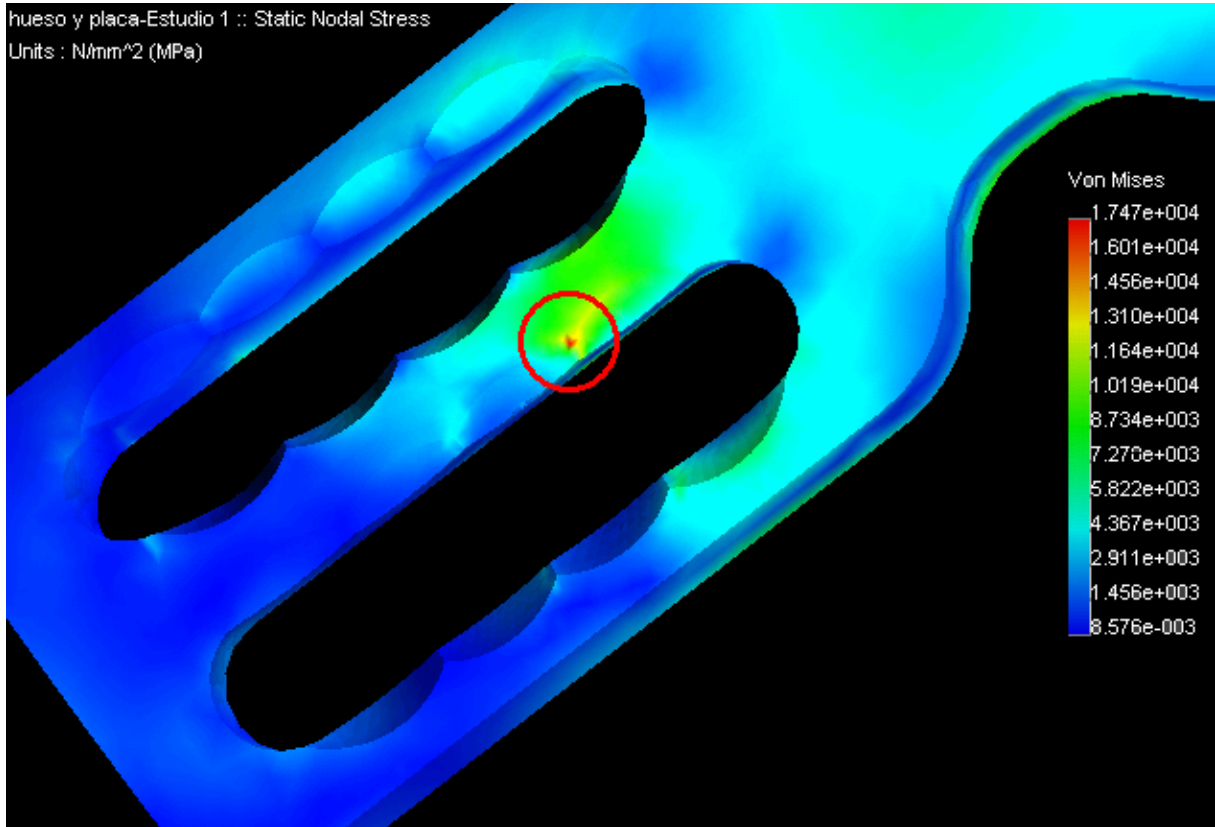


Fig. 5.13 Amplificación de la zona mayor esfuerzo.

La figura 5.12 muestra la distribución de los esfuerzos según el criterio de falla de Von Mises[33], el valor máximo es de 1747 N/mm<sup>2</sup> (MPa); para una mejor visualización amplificamos la zona de mayor esfuerzo (color rojo encerrado en un círculo, Fig. 5.13).

El valor del esfuerzo obtenido sobre pasa el valor del limite de fluencia de 1140 N/mm<sup>2</sup> (MPa) del acero 316 LVM lo que nos indica que el material ha fallado por el criterio de esfuerzo permisibles.

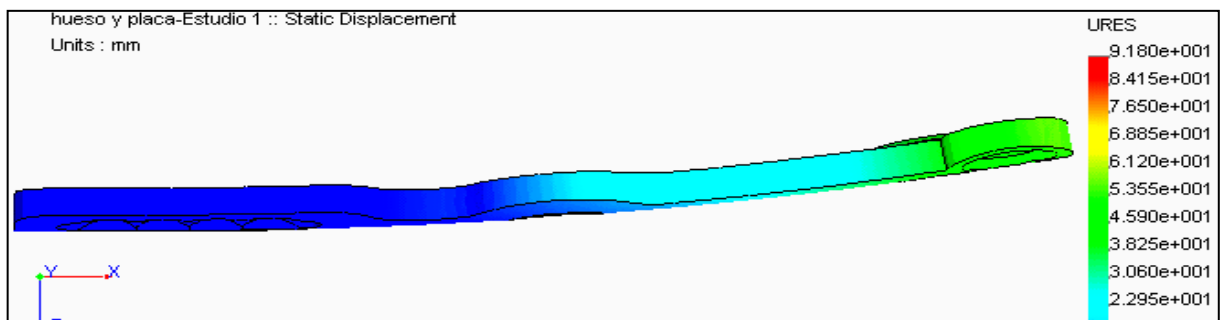


Fig. 5.14 Vista del desplazamiento del modelo A

El desplazamiento total alcanzado por la placa en el modelo A es de 91.8 mm (Fig 5.14 ), un valor muy elevado demostrando, que se requiere algún otro elemento que no sea necesariamente el cambio de espesor de la placa por la limitación que se tiene en los tamaños que proveen las empresas dedicadas a la fabricación de estos materiales especiales, esto por un lado y por otro el funcionamiento de la columna no esta dentro de estos desplazamientos relativos entre vértebra y vértebra, lo que demuestra que será necesario modificar el conjunto formado por las vértebras y tornillos y pasar a un mejor modelo en conjunto, por no tener la posibilidad de mejorar las propiedades geométricas de la placa, en esencia el espesor.

Tanto el calculo de los esfuerzos y de las deformaciones nos demuestran que este modelo no sirve a los propósitos de la recuperación de la columna.

### **5.3.2. Determinación de los esfuerzos y desplazamientos del modelo B.**

En el modelo B se evalúo el efecto de colocar un injerto esponjoso procedente del hueso iliaco para rellenar el espacio creado por una corporectomia de L4. En esta situación la rigidez del conjunto raquis-implante aumento de forma muy importante.

La figuras 5.15, 5.16 y 5.17 muestran de diferentes vistas de la distribución de los esfuerzos según el criterio de falla de Von Mises de la placa.

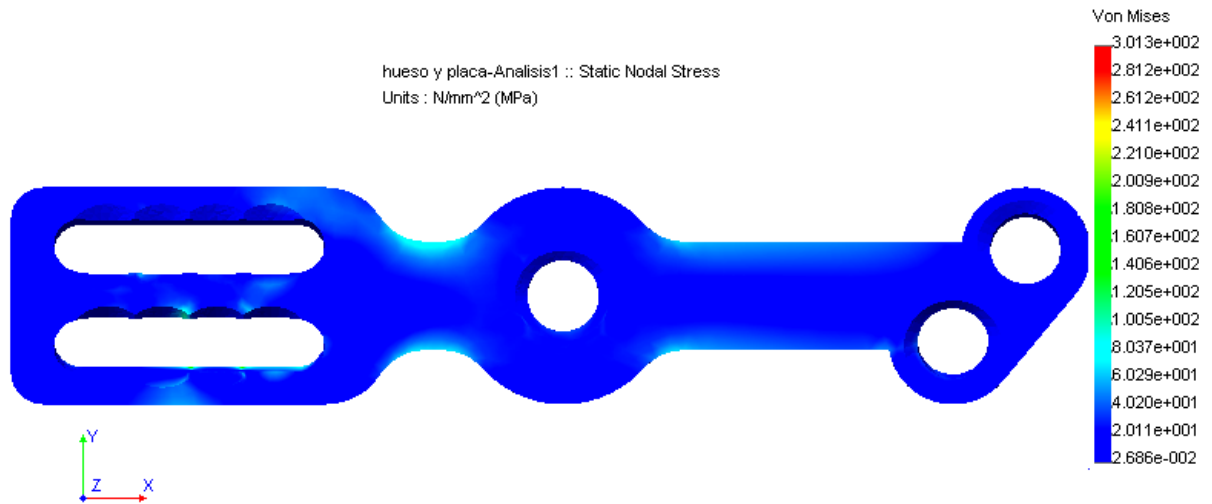


Fig. 5.15 Vista superior

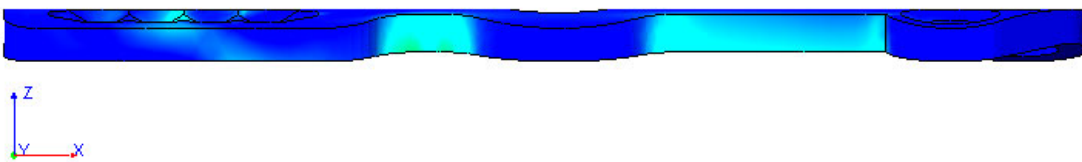


Fig. 5.16 Vista frontal

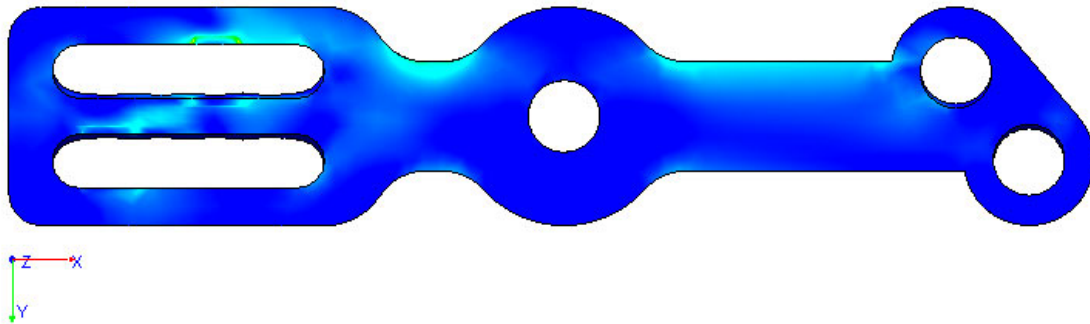


Fig. 5.17 Vista inferior

Explorando encontramos que el esfuerzo máximo es de  $301.3 \text{ N/mm}^2$  (MPa) y se encuentra localizado en la ranura donde encaja uno de los tornillos que sujetan la vértebra L5 (Fig. 5.18 y 5.19), cabe decir que si hubiéramos modelado solo la placa sin el sistema total no se hubiera encontrado dicho esfuerzo en la ubicación real por las simplificaciones que se hubieran realizado.

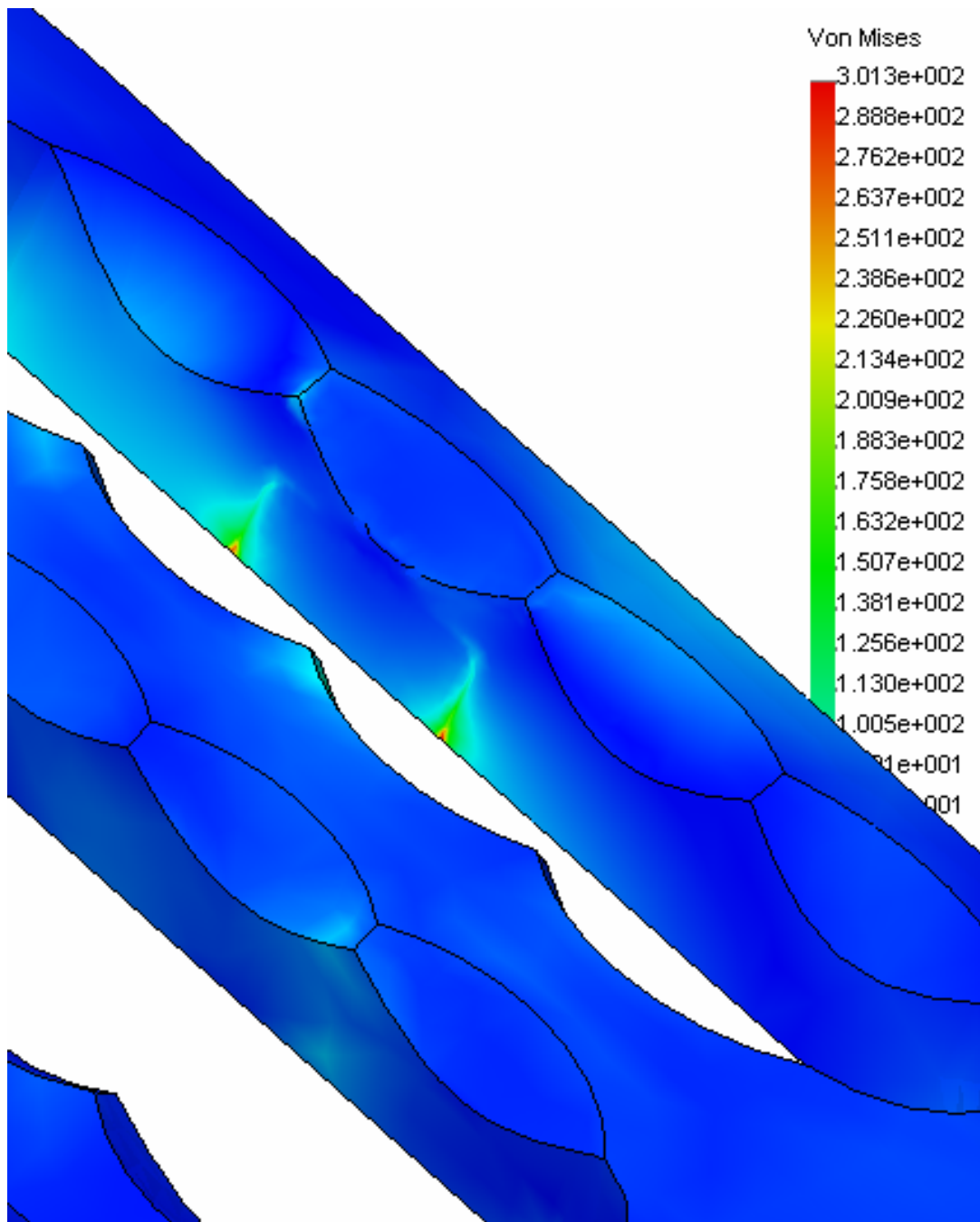


Fig. 5.18 Vista localizada

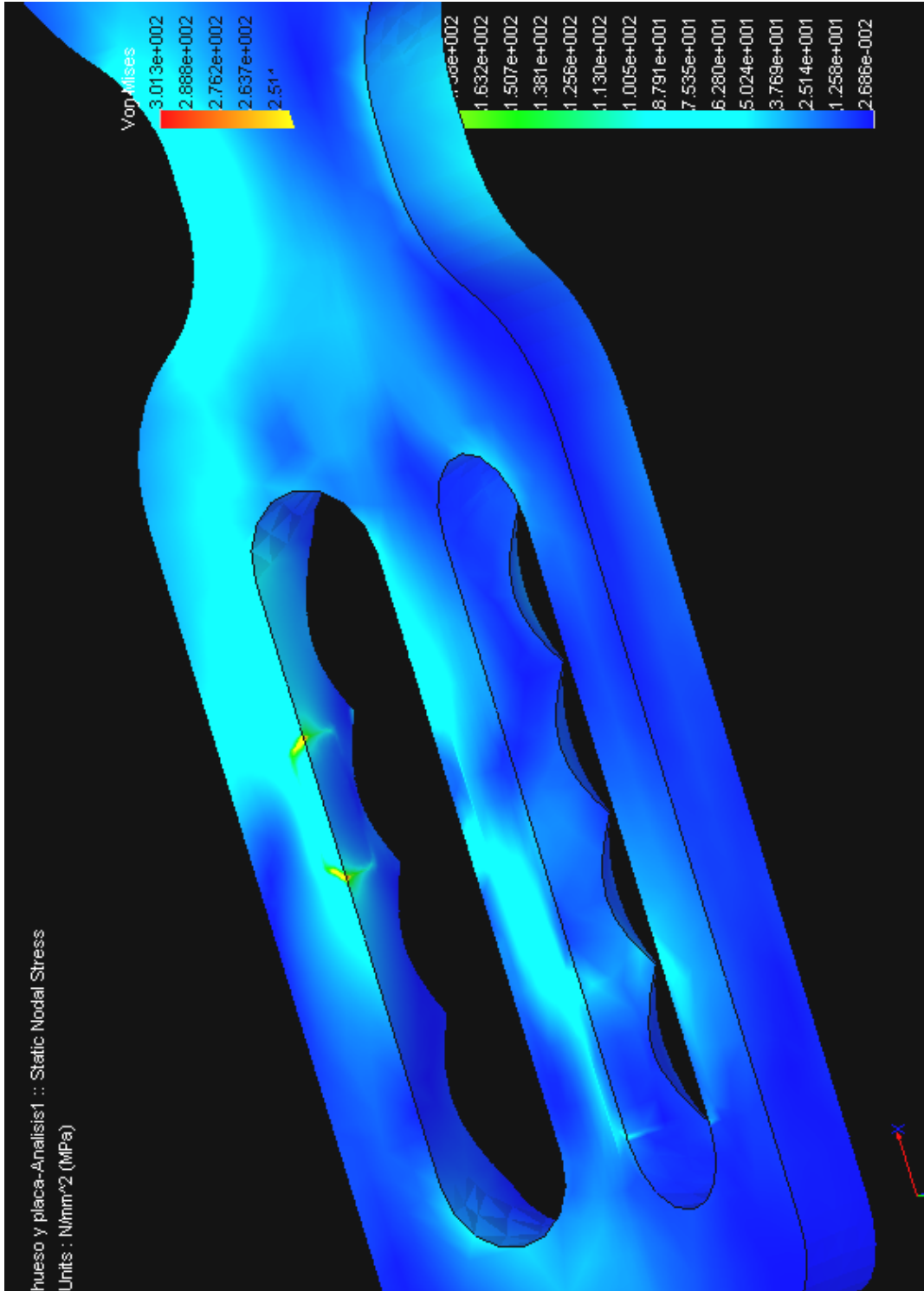


Fig. 5.19 Vista del esfuerzo máximo desde otro ángulo

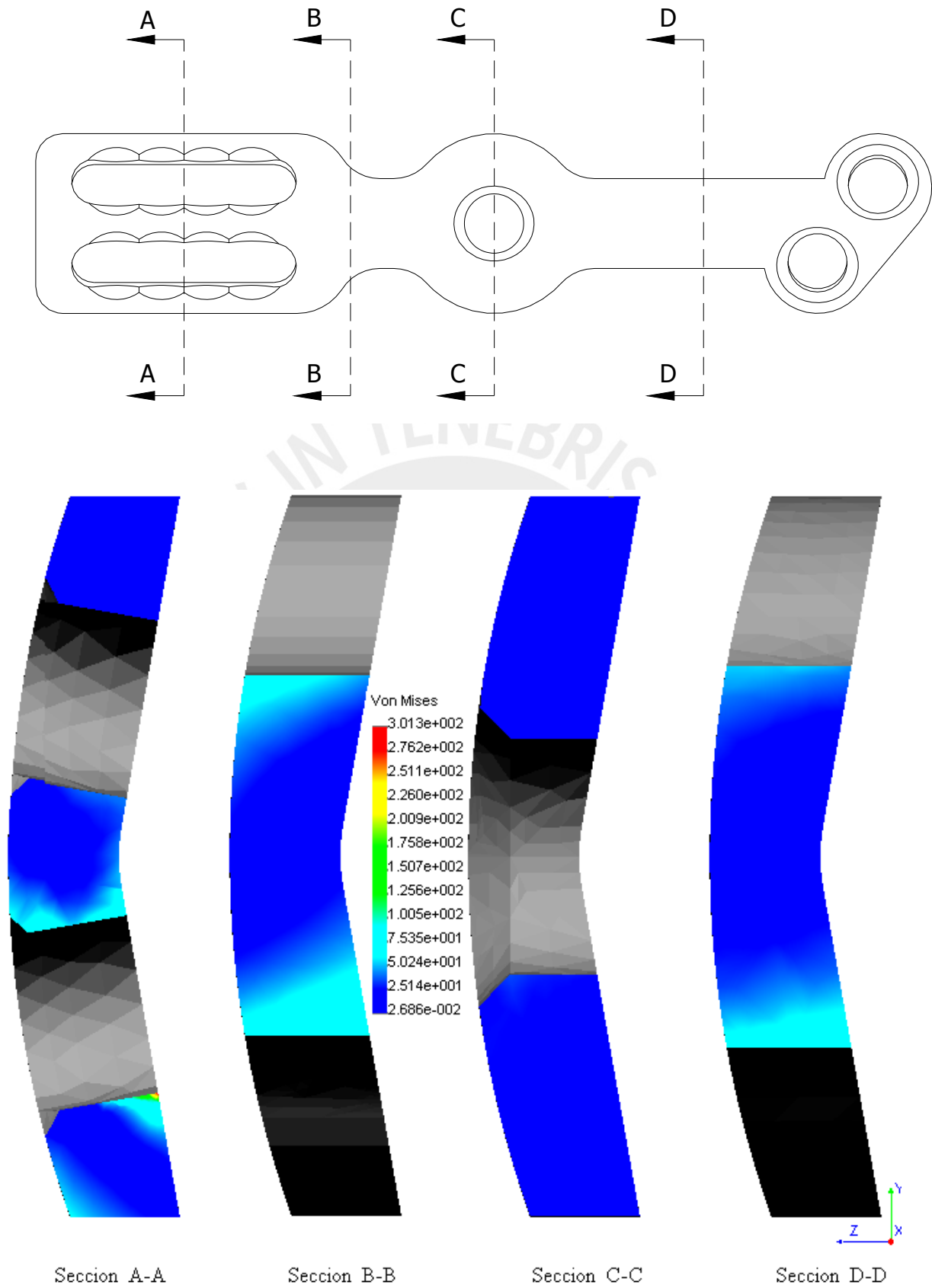


Fig. 5.20 Diferente secciones mostrando la distribución de los esfuerzos internos.



La figura 5.20 muestra la distribución de esfuerzo internos en diferentes secciones, en la sección A se puede ver en uno de los bordes el color intenso rojo lugar donde se encuentra el máximo esfuerzo, las otras secciones muestran un gradiente menor de esfuerzos y que son prácticamente constantes en la sección C.

Las tensiones se disminuyen en todos los elementos del sistema de fijación siendo notable la disminución de las tensiones en la placa en un 84% del esfuerzo máximo y una distribución mas uniforme de los esfuerzos con respecto al modelo A.

El valor máximo, en desplazamiento total, es de 0.289 mm (Ver Fig. 5.21 y 5.22) lo que representa una mayor rigidez al efecto de las cargas que tratan de deforma la placa, lo cual permitiría micro desplazamientos entre los tornillos y la placa, convirtiendose en un sistema de fijación semirígido.

La figura 5.23 presenta todo el sistema de fijación (tornillos, tuercas y placa) donde se puede ver la distribución de los esfuerzos en todas las partes metálicos.

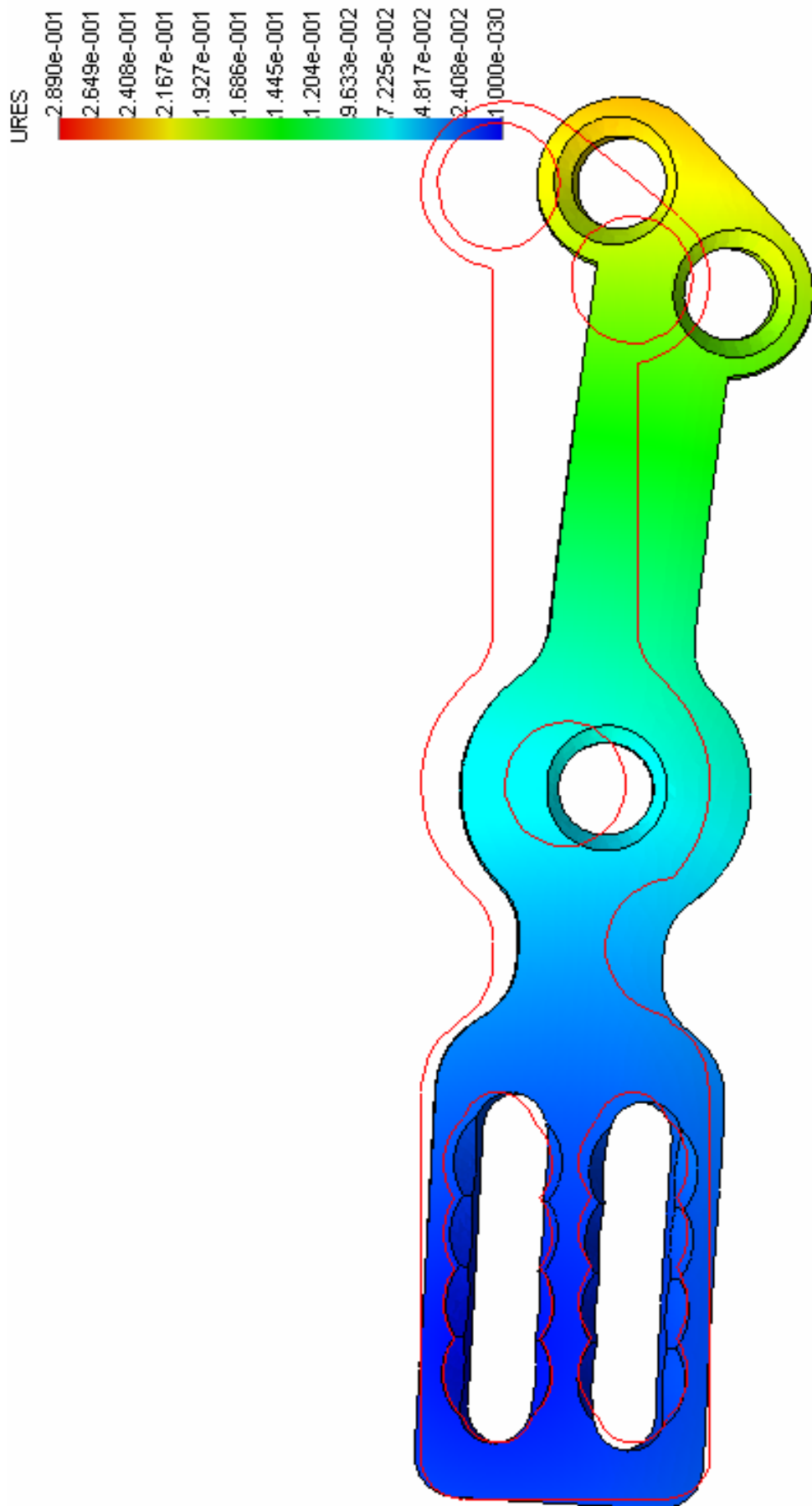


Fig. 5.21 Desplazamiento vista superior

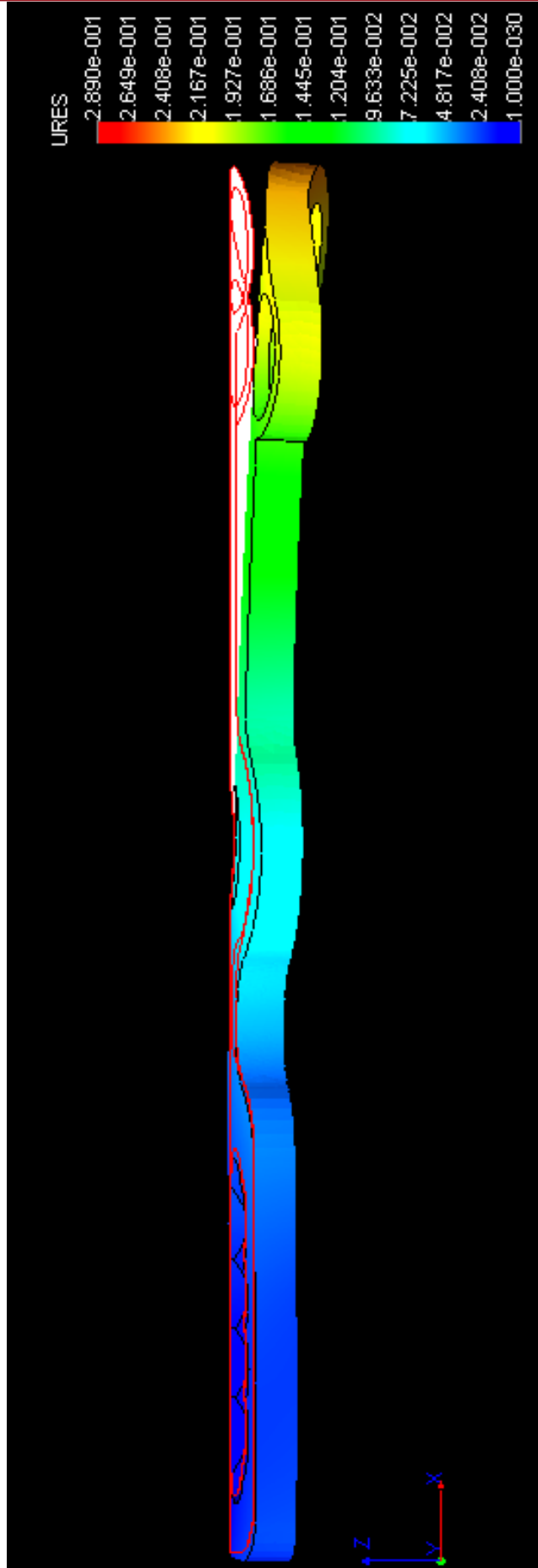


Fig. 5.22 Desplazamiento vista lateral

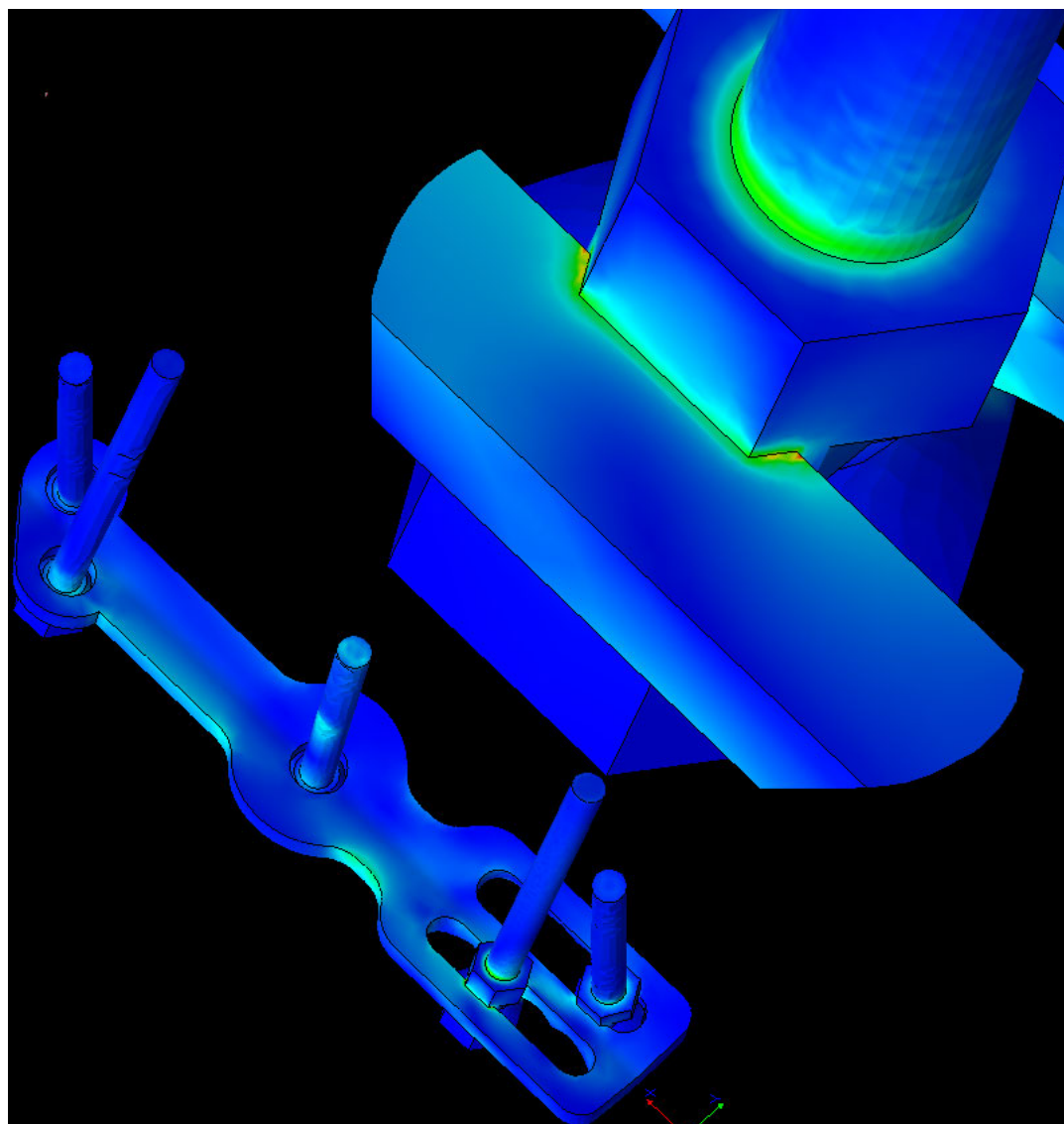


Fig. 5.23 Distribución de los esfuerzos en todas las partes metálicas.

### 5.3.3. Determinación de los esfuerzos de los tornillos.

Con relación a los tornillos, el esfuerzo máximo que desarrollan es de  $213 \text{ N/mm}^2$  (MPa) y se encuentra por debajo del límite de fluencia del material. (Ver fig. 5.24).

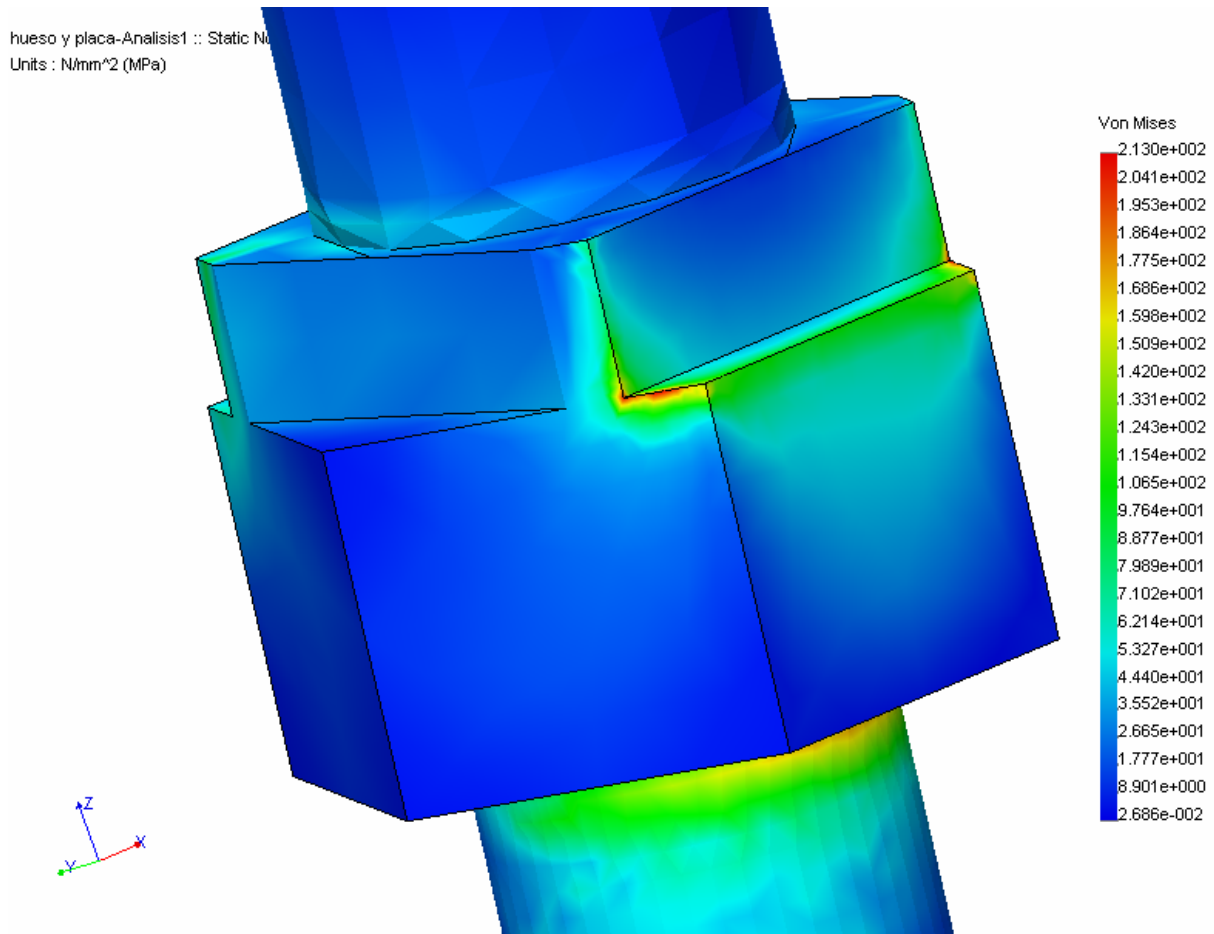


Fig. 5.24 Distribución de los esfuerzos en el tornillo mas critico.

Los doctores Pistani J., y Di Tollo C.[34], en un trabajo de investigación relacionado con los diferentes tipos de tornillos roscados empleados en sistemas externos y su estabilidad compararon paralelamente en hueso cortical y esponjoso la influencia de diversos parámetros sobre la estabilidad de 7 modelos de tornillos roscados, al ser sometidos a la presión axial en sentido contrario al de su ingreso. Según sus resultados, no existirían diferencias significativas en la fuerza requerida para la extracción de los

diferentes modelos de tornillos probados. Esto haría suponer que el aflojamiento de los tornillos bajo normas apropiadas depende más de las fuerzas a las que están sometidos, que del diseño o la configuración de su rosca.

#### 5.3.4. Determinación del factor de seguridad.

Como parte final del análisis hecho se ha determinado el factor de seguridad[35] en todos las partes metálicas y se obtiene un valor de 3.78 (Ver fig. 5.25).

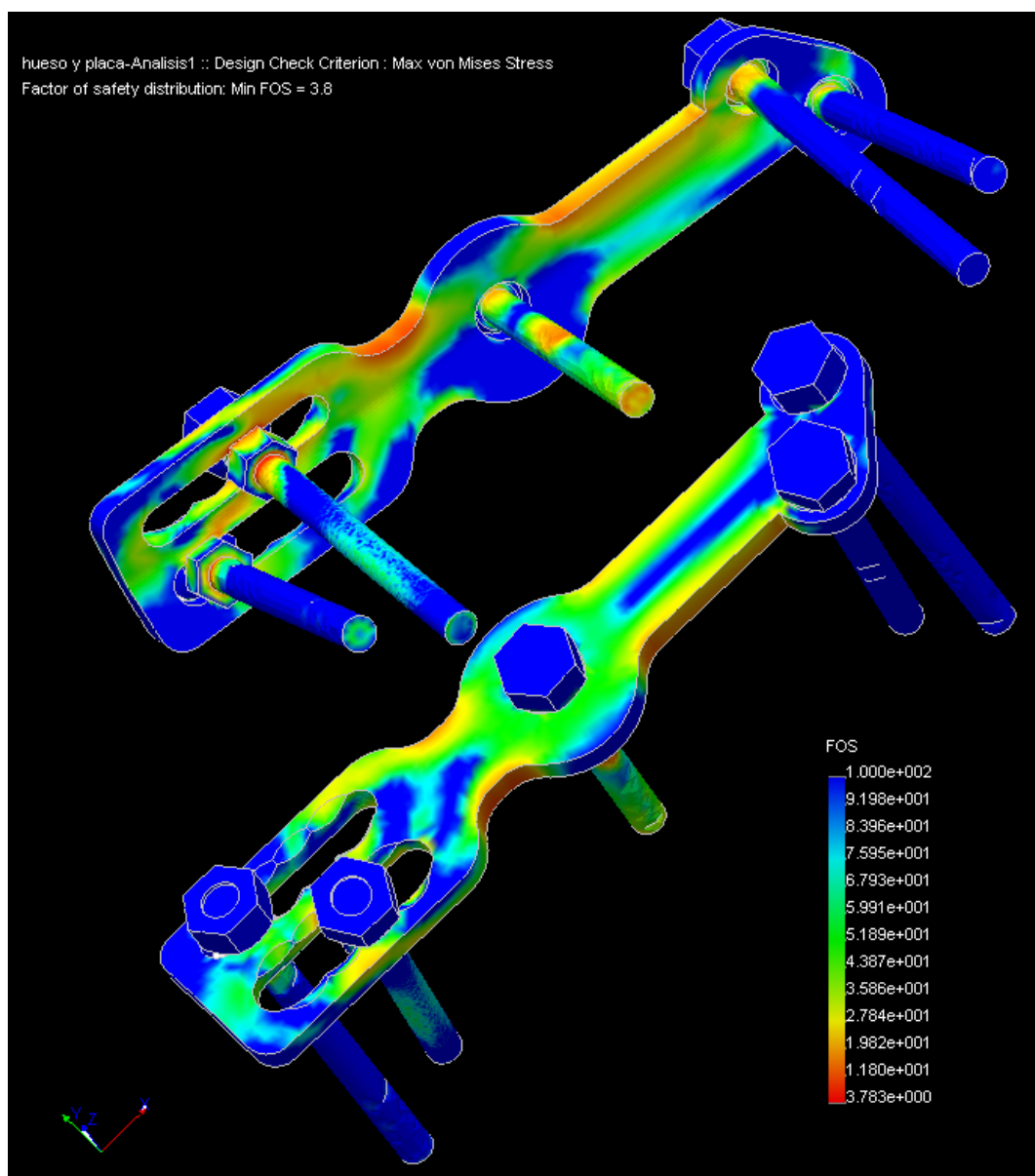


Fig. 5.25 Distribución del factor de seguridad (FOS)

## CONCLUSIONES

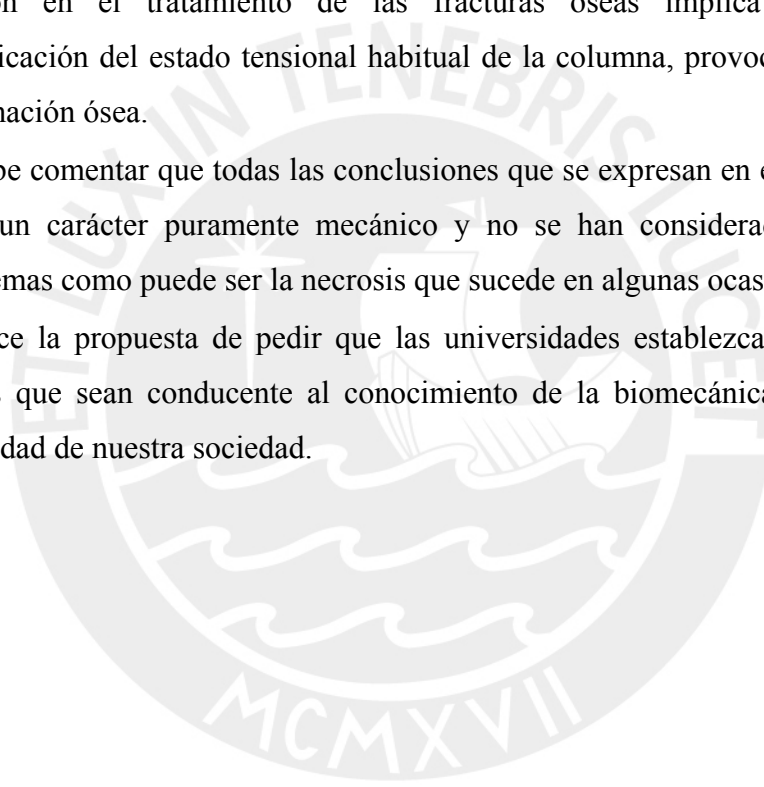
- Para el estudio biomecánico de la columna vertebral, una herramienta básica y útil son los principios de la estática. Podemos decir que se puede realizar un estudio biomecánico no solo de la columna, cadera o mandíbula sino de sistemas biológicos y, en particular, del cuerpo humano; y resolver los problemas que le provocan las distintas condiciones a las que puede verse sometido.
- La utilización de un implante es uno de los factores mas importantes que debe decidir el cirujano para conseguir una buena estabilización mecánica y por tanto una buena consolidación ósea de la zona fracturada. El uso de la fijación por implante vertebral para la estabilización de la columna es un buen método con el que el paciente siente alivio del dolor después de la operación y antes de que consolide la *artrodesis (callo óseo)*. La ventaja de este sistema es que usa menos elementos para su colocación en la columna y la orientación se hace conforme lo establecido en todos los sistemas transpediculares. La instrumentación con implantes metálicos en cirugías de la columna vertebral se utiliza para brindar estabilidad, restaurar y mantener el alineamiento y limitar el movimiento de forma inmediata, teniendo con ello las siguientes ventajas: simplicidad en su colocación, reducción del tiempo y riesgo quirúrgico, reducción del tiempo de recuperación (post-operatorio), mejoras en su función (funcionalidad) y reducción de su coste (economía).
- El diseño de los implantes tiene que cumplir con normas internacionales o nacionales, para garantizar su mejor uso y aplicación. Se puede recurrir a la entidad internacional International Standard Organization (ISO) que dispone de una estructura de 51 normas actualmente en vigor en el campo de los implantes.
- La aplicación del método de los elementos finitos, para la simulación por medio de la computadora, permite realizar un análisis cuantitativo y cualitativo de diferentes implantes para cada tipo de fractura con un coste muy bajo. El uso de estas técnicas de ingeniería asistida por computadora CAE resulta una herramienta de enorme utilidad para los cirujanos. Esta técnica analítica nos ha permitido la realización de pruebas de simulación de estructuras tridimensionales de la columna vertebral y el implante, antes de la fabricación del implante. Esta herramienta permite estudiar el comportamiento del implante y de ciertas técnicas quirúrgicas sin necesidad de realizar ensayos "in vitro".



- El gran número de variables que influyen en el resultado clínico de un implante (parámetros mecánicos, derivados del procedimiento quirúrgico, factores individuales, complejas condiciones de carga, etc.) hace difícil el control de las experiencias en vivo. Además, pueden surgir problemas éticos y legales. Por otra parte, los ensayos biomecánicos "in vitro" proporcionan la rigidez del conjunto raquis-implante, pero es muy difícil conocer a partir de ellos información sobre los esfuerzos a los que se encuentra sometido el implante. Por tanto, es necesario contar con otros métodos que permitan evaluar los implantes de raquis sin necesidad de recurrir a experimentación "in vivo" o "in vitro" y que, al mismo tiempo, suministran más información sobre el comportamiento del implante al investigador y al cirujano.
- Los modelos utilizados en el presente trabajo presentan ciertas limitaciones que se deben de tener en cuenta y se pueden resumir en las siguientes: *comportamiento isotrópico del hueso y del implante, uniones simplificadas entre implante y hueso, condiciones de apoyo y cargas simplificadas*. Es pertinente señalar que solo se ha analizado los esfuerzos y las deformaciones por la acción de la carga estática y que podría realizarse, en un estudio posterior, un análisis dinámico y otro estudio sometido a cargas de fatiga.
- La aproximación lineal del elemento tetraedro de 4-nodos de Bajo-Orden le confiere una precisión limitada ya que sólo puede modelar exactamente un campo de tensiones o deformaciones uniforme. Es un elemento del tipo CST (Constant Stress/Strain Tetrahedro, tetraedro de deformación y tensión constante) que ofrece resultados de buena calidad sólo cuando las deformaciones son constantes a lo largo del elemento (los elemento CST tienen esa característica específica), y ofrece pobres resultados para sollicitaciones a flexión o torsión, si el eje de flexión o torsión corta al elemento o es próximo a él. Esto explica que en zonas donde se ha previsto gradientes de tensiones elevados ha sido necesario utilizar mallas más refinadas. El elemento cuadrático o de orden superior es de mayor precisión sin embargo el coste en tiempo de solución es mas elevado y se puede utilizar en las zonas de mayor concentración de esfuerzos, técnica que se utiliza como alternativa a la de un enmallado más tupido. Para validar los resultados obtenidos en el análisis por elementos finitos y comprobar que los mismos son razonables, se ha constatado que existe equilibrio de fuerzas entre las cargas aplicadas y reacciones en el apoyo. Por lo tanto podemos decir que los resultados de tensiones y desplazamientos

obtenidos se encuentran dentro de lo razonable. Para validar la precisión de los resultados de tensiones realizamos un estudio de convergencia, refinando la malla (usando la mitad de tamaño del elemento finito del estudio anterior) comprobando que la variación de los resultados de desplazamiento es de 5.51% y que la variación de los resultados de tensión es de 6.445%. Dado que la variación no es superior al 8%, podemos decir con cierta seguridad que los resultados obtenidos son válidos y razonables, ya que no son función de la malla al no sufrir cambios apreciables al reducir el tamaño de los elementos, todo referido al modelo final B.

- En base a los resultados obtenidos, se puede concluir que la implantación de una fijación en el tratamiento de las fracturas óseas implica una importante modificación del estado tensional habitual de la columna, provocando reabsorción o formación ósea.
- Se debe comentar que todas las conclusiones que se expresan en el presente trabajo tiene un carácter puramente mecánico y no se han considerado otros posibles problemas como puede ser la necrosis que sucede en algunas ocasiones.
- Se hace la propuesta de pedir que las universidades establezcan un conjunto de cursos que sean conducente al conocimiento de la biomecánica, por ser ya una necesidad de nuestra sociedad.



## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Latarjet, M., **“TRATADO DE ANATOMÍA HUMANA”**. Editorial Salvat, Barcelona 1985.
- [2] Stearman, Ronald O., **“FINAL REPORT SUBMITTED TO: DEPARTMENT OF AEROSPACE ENGINEERING AND ENGINEERING MECHANICAL”**, 1986 <http://www.spine/>.
- [3] Martínez, F., **“BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL Y SUS IMPLANTES”**. Nueva imprenta, Madrid 1992. páginas 54-65.
- [4] Dietrich y Kurowski, **“THE IMPORTANCE OF MECHANICAL FACTORS IN THE ETIOLOGY OF PONDYLOSIS SPINE”**, vol. 10, n.6 1985.
- [5] Martínez, F., **“BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL Y SUS IMPLANTES”**. Nueva imprenta, Madrid 1992. páginas 185-190.
- [6] Huelke, D. F. y Nusholtz G. S. **“CERVICAL SPINE BIOMECHANICS: A REVIEW OF LITERATURE”**, J. Orthop. Res., v. 4 1986. páginas 232-245.
- [7] Holdsworth, F. W., **“FRACTURES, DISLOCATIONS AND FRACTURE-DISLOCATION OF THE SPINE”**, J. Bone Joint Surge 45B 1963, pp. 6-20.
- [8] Denis, F., **“THE THREE COLUMN SPINE AND SIGNIFICANCE IN THE CLASSIFICATION OF THORACOLUMBAR SPINAL INJURIES ”**, 1983, pp. 823-831.
- [9] **INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA**, 1992 [http://www.ibv.org/O\\_Home\\_IBV.html](http://www.ibv.org/O_Home_IBV.html).
- [10] Martínez, F., **“BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL Y SUS IMPLANTES”**. Nueva imprenta, Madrid 1992. páginas 25-40.
- [11] Roaf, R., **“SCOLIOSIS SECONDARY TO PARAPLEGIA”**, Paraplejía 8, 1970 p. 42
- [12] Kumar, S., **“MOMENT ARMS OF SPINAL MUSCULATURE DETERMINED FROM CT SCAN”**, Clin. Biomech.,3:137-144, 1988.
- [13] Neuwirth M G. **“SEGMENTAL SPINAL INSTRUMENTATION. A HISTORIC REVIEW AND CURRENT CONCEPT IN ACUTE”**. Bulletin Hospital Joint Diss orthop. 1983; 43(1): 49-55.
- [14] Luque, Eduardo R., **“CORRECTION OF SCOLIOSIS WITHOUT DISTRACTION”**. The Journal of Bone and Joint Surgery, Orthopaedic Proceedings Supplement I Volume 76B, 1994.

- [15] Neuwirth M G. **“SEGMENTAL SPINAL INSTRUMENTATION. A HISTORIC REVIEW AND CURRENT CONCEPT IN ACUTE”**. Bulletin Hospital Joint Diss orthop. 1983; 43(1): 55-60.
- [16] Martínez, F., **“BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA VERTEBRAL Y SUS IMPLANTES”**. Nueva imprenta, Madrid 1992. páginas 247-288
- [17] Steffee, **“SEGMENTAL SPINE PLATES WITH PEDICLE SCREW FIXATION. A NEW INTERNAL FIXATION DEVICE FOR DISORDERS OF THE LUMBAR AND THORACOLUMBAR SPINE”**. Clin Orthop, 203: 45-53, 1986
- [18] Cotrel, Y.; Dubousset, J., **“A NEW UNIVERSAL INSTRUMENTATION IN SPINAL SURGERY ”**. Clin. Orthop. And Related n. 227 p. 472 1988
- [19] Ashman, R., **“BIOMECHANICAL ANALYSIS OF PEDICLE SCREW INSTRUMENTATION SYSTEM IN A BURS FRACTURE MODEL”**, Texas Scottish Rite Hospital, Dallas TX 75219
- [20] Sebastián, C., **“DISEÑO DE LA PLACA CERVICAL CS”**, 1990
- [21] Kaneda, H., **“ANTERIOR DECOMPRESSION AND RECONSTRUCTION WITH ANTERIOR INSTRUMENTATION FOR THORACOLUMBAR BURST FRACTURES WITH NEUROLOGIC DEFICITS”**. Orthop Trans 1990 ; 14: 777-783
- [22] Muller, W., **“DINAMIC RE-STABILIZATION OF SPINAL SEGMENTS”**, Sulzer Technical Review, 1999, eng. Ed., pages10-13
- [23] Roy-Camille, R., **“POSTERIOR SCREW PLATE FIXATION FOR CERVICAL, THORACIC, LUMBAR SPINE AND SACRUM”**, Spinal Instrumentation. Baltimore: Williams and Wilkins, 1992:167-87
- [24] Rosales, O., y Miramontes M., **“TRATAMIENTO DE LA ESPONDILOLISTESIS CON PLACAS INO Y TORNILLO INTERSOMÁTICO”** Rev. Mex. Ortop Traum 1997; 11(3): 156-158.
- [25] Fuentes, A. Consulta privada, Hospital Nacional Cayetano Heredia, 1998
- [26] Diego de la Torre Gonza, <http://www.starnet.net.mx/cirugia/vol67-3.html> Vol. 67 N° 3 Mayo-Junio 1999
- [27] Alencastre, J., **“ELEMENTOS FINITOS EN EL DISEÑO MECANICO”**, curso de maestria, separatas del curso, Pontificia universidad Católica del Peru, 2000

- [28] Oñate Ibañes de Navarra, Eugenio, **“CALCULO DE ESTRUCTURAS POR EL METODO DE LOS ELEMENTOS FINITOS”**. Centro Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería, Barcelona 1992
- [29] Chandrupatla, Thirupathi., **“INTRODUCCIÓN AL ELEMENTO FINITO EN INGENIERÍA”**. Prentice Hall Hispanoamericana, México, 1998.
- [30] Tutorials **COSMOS/WORKS®** V.6 International 2000/290.
- [31] Sandvik Bioline™ 316 LVM Catalogo SANDVIK Steel 1996.
- [32] García J. M., **“COMPARACIÓN MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS DE LA ESTABILIZACIÓN DE FRACTURAS DEL FÉMUR PROXIMAL MEDIANTE EL CLAVO GAMMA Y LA PLACA DHS”**. VI Congreso Nacional de Mecánica Aplicada e computacional, Aveiro 17 al 19 de abril de 2000.
- [33] Timoshenco, **“RESISTENCIA DE MATERIALES”**.
- [34] Pistani J., Di Tollo C., Miscione H., Montoro A., Guerrero J., **“RELACIÓN ENTRE DIFERENTES TIPOS DE CLAVOS ROSCADOS EMPLEADOS EN TUTORES EXTERNOS Y SU ESTABILIDAD”**. <http://www.aaot.com.ar/1-99.htm#>.
- [35] Guía de usuario **COSMOS/WORKS®** V.6 International 2000/290.

