

## DISEÑO Y SIMULACIÓN DE PRÓTESIS PARA LA CORRECCIÓN DE ESCOLIOSIS.

M. Cafiero<sup>a</sup>, M. Cerrolaza<sup>a</sup>, E. Arroyo<sup>b</sup>, A. Damas<sup>b</sup>.

<sup>a</sup> *Instituto Nacional de Bioingeniería, Universidad Central de Venezuela, Ciudad Universitaria, Av. Los Estadios, Los Chaguaramos, Caracas-Venezuela.*

[mailhyn.cafiero@gmail.com](mailto:mailhyn.cafiero@gmail.com)

<sup>b</sup> *Servicio de Traumatología y Ortopedia, Hospital San Juan de Dios, Valle Arriba, Caracas-Venezuela. arroyoe@cantv.net*

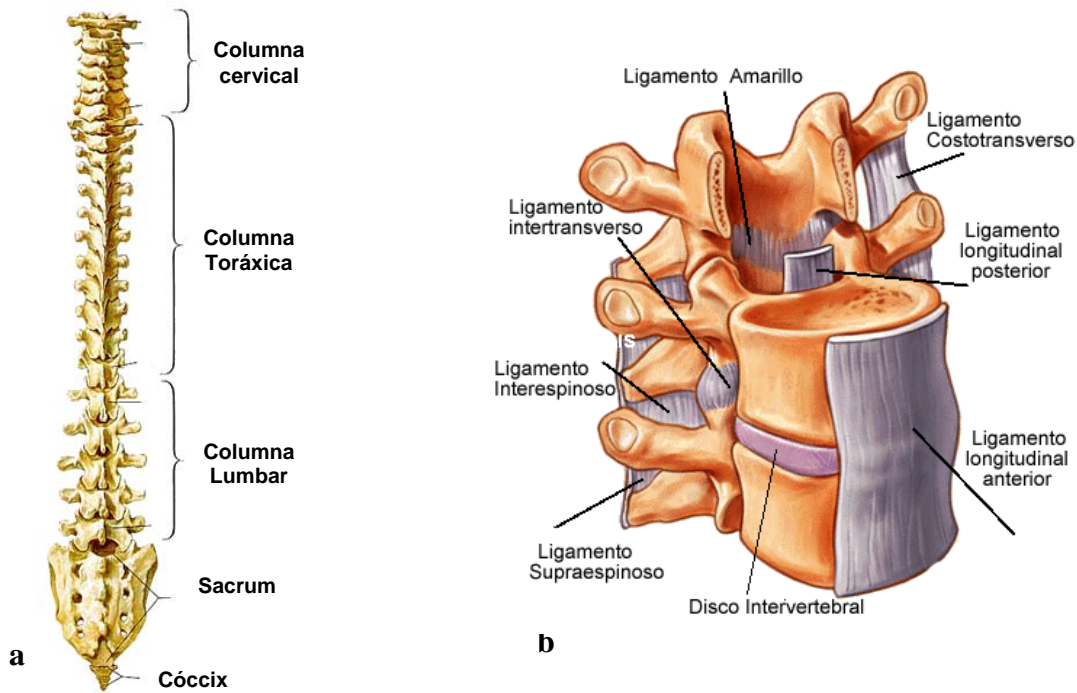
**Keywords:** Escoliosis, marcos de fijación vertebral, alambres sublaminares, tornillos transpediculares.

**Resumen.** La rotación y desviación lateral de los cuerpos vertebrales, conocida como escoliosis, constituye la mayoría de las patologías severas de la columna vertebral. Su corrección, se lleva a cabo mediante el uso de barras dobles o marcos de fijación vertebral, que se sujetan a la columna a través de un conjunto de alambres sublaminares y tornillos transpediculares, que le brindan un soporte estructural al raquis deformado. El siguiente trabajo de investigación tiene como objetivo principal el desarrollo de un dispositivo que cumpla con los requerimientos médicos para la corrección de la escoliosis. En tal sentido, una vez establecido el diseño y el material idóneo para la aplicación, se llevaron a cabo ensayos por medio del método de los elementos finitos para verificar la resistencia del material ante los posibles casos de carga de compresión y momento flector en el plano sagital de la columna.

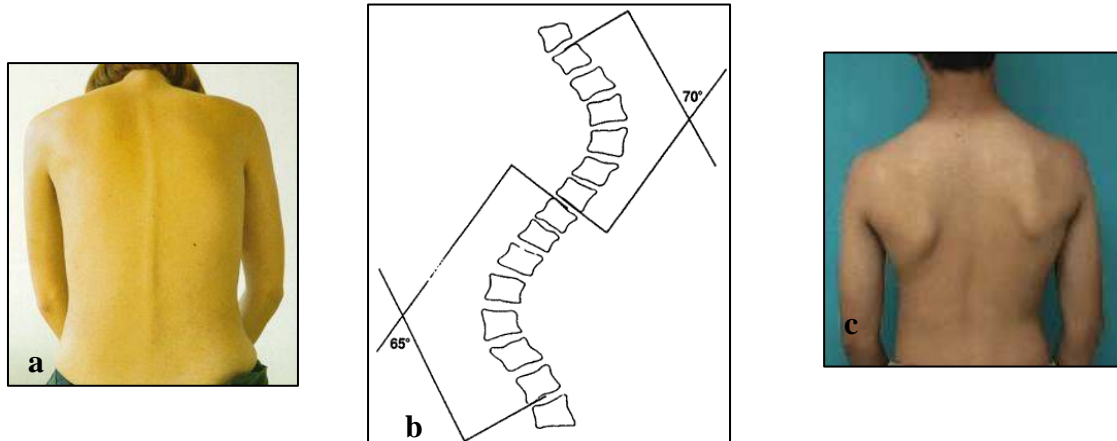
### 1 INTRODUCCIÓN

El raquis es la estructura central del cuerpo humano, se encuentra constituido por vértebras, ligamentos, discos y músculos (M. Comín et al. 1995). El sistema de vértebras como tal, esta compuesto por 33 de ellas, distribuidas en: 7 vértebras cervicales, 12 torácicas o dorsales y 5 lumbares (conectadas por medio de discos intervertebrales) y adicionalmente, por 5 sacras y 4 coccígeas fusionadas entre sí, formando el Sacrum y el Cóccix (ver figura 1.a) (E. Radin, et al. 1981).

La rotación y desviación lateral de estos cuerpos vertebrales (*escoliosis*) representa la mayoría de las patologías anómalas de la columna, (ver figura 2.b y 2.c) y suele corregirse mediante el uso de barras dobles (marcos) que se fijan por medio de alambres sublaminares y tornillos transpediculares (E. Radin et al. 1981; R. Artad, 1990; R. Cailliet, 1969).

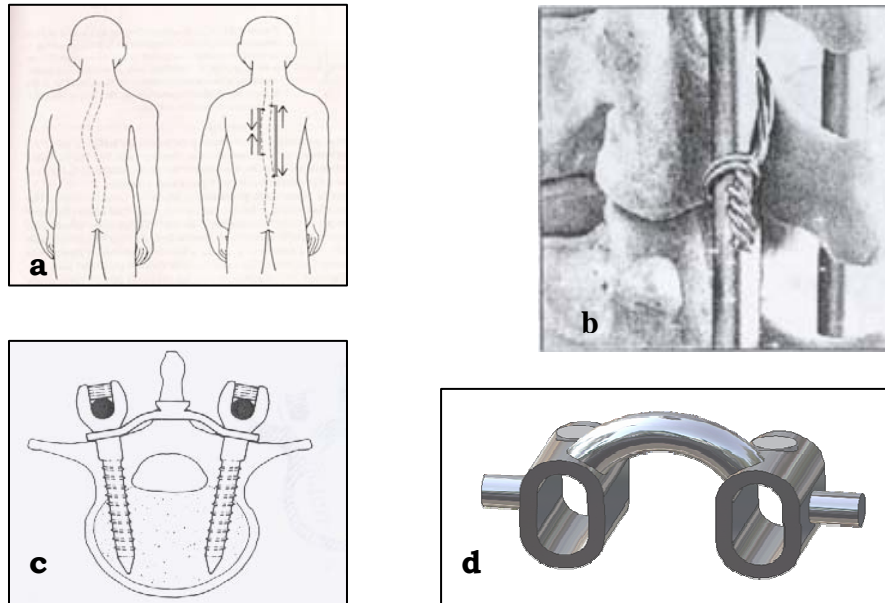


**Figura 1:** Anatomía de la columna vertebral: **a)** Distribución de las vértebras, **b)** Ligamentos presentes en una vértebra genérica torácico o lumbar (M. Comín et al. 1995).



**Figura 2:** **a)** Columna vertebral sana, ángulo de curvatura de cero grados, **b)** Ángulos característicos de una columna vertebral escoliótica, **c)** Columna vertebral de un adolescente con escoliosis.

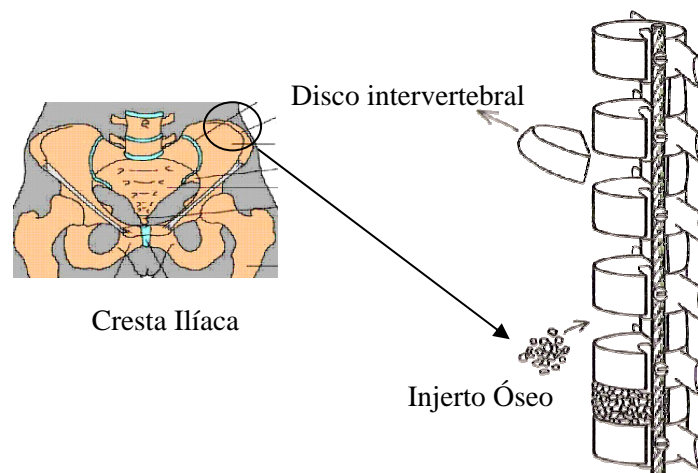
Las barras colocadas en la columna, corrigen la deformación por medio de fuerzas de tracción y compresión (ver figura 3.a), manteniéndola recta o en su defecto, con un grado mucho menor de curvatura (R. Hibbs, 1991), la longitud de estas barras depende del nivel alcanzado por la escoliosis y del número de vértebras afectadas por la enfermedad. Por su parte, la fijación de estas varas a la columna se logra por medio del uso de un grupo de alambres sublaminares (ver figura 3.b) y tornillos transpediculares (ver figura 3.c) y se conservan paralelas entre sí, debido al uso de los dispositivos de tracción transversa (DTT) o puentes DTT (ver figura 3.d).



**Figura 3:** a) Fuerzas de tracción y compresión llevadas a cabo por las barras paralelas (R. Hibbs, 1991), b) Alambres sublaminares, c) tornillos transpediculares, d) Vista ampliada de los dispositivos de tracción transversa DTT.

El proceso de fusión vertebral para el caso de un paciente con escoliosis, procede en primera instancia con la eliminación de tantos discos intervertebrales como sea necesario con la finalidad de suministrarle a la columna un mayor grado de movilidad y así, una disminución del grado de curvatura con una mayor facilidad y menor traumatismo para el paciente. Una vez que estos discos han sido sustraídos y la columna ha sido colocada en la posición deseada (recta), la misma, es sujeta por medio del par de barras metálicas con conectores transversos y el sistema de tornillos transpediculares y alambres sublaminares con la finalidad de impedir nuevamente su torsión.

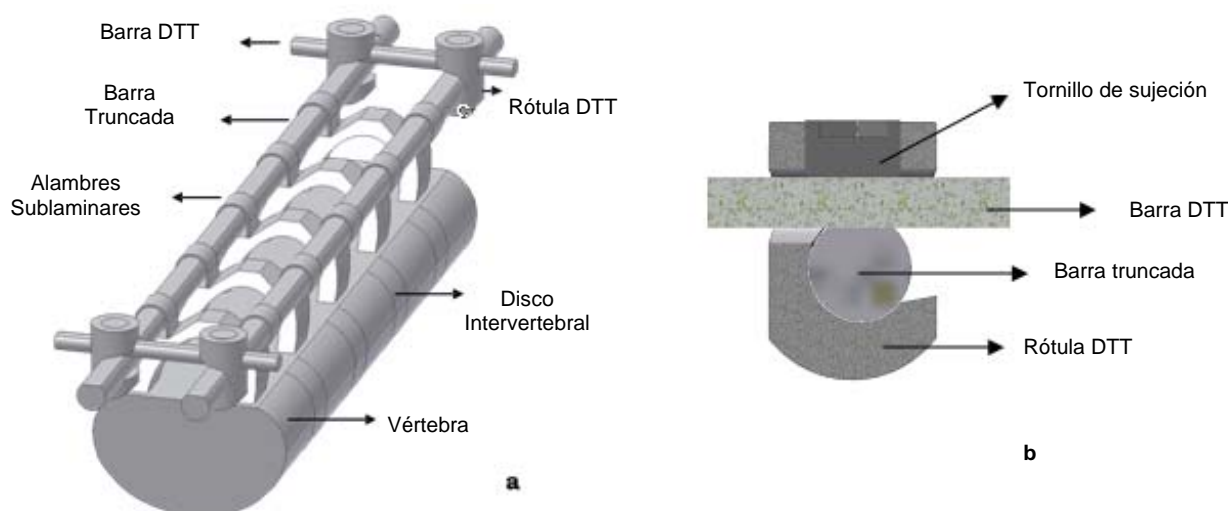
Finalmente, los agujeros correspondientes a los discos intervertebrales eliminados se rellenan de injerto óseo, el cual, en la mayoría de las ocasiones proviene de la cresta iliaca (ver figura 4). El paciente, por su parte, deberá mantenerse realizando actividades de carácter pasivo durante un período de 9 meses a 1 año con el objeto de lograr la fusión ósea y la consolidación de la columna vertebral (E. Radin et al, 1981).



**Figura 4:** Fijación vertebral para corrección de curvas escolióticas (E. Radin et al, 1981).

## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

Se llevó a cabo el diseño de un primer dispositivo completo, que posee en conjunto, un par de barras de área transversal truncada y un grupo determinado de conectores transversos (DTT) que cumplen con los requerimientos exigidos por los especialistas de la medicina (ver figura 5.a). En este sentido, el par de barras poseen un diámetro de  $\frac{1}{4}$ " y una longitud ajustable que varía en función de los requerimientos quirúrgicos de corrección y fueron diseñadas de manera tal que posean un plano superior que le suministre una mayor superficie de contacto con la barra DTT y a su vez, con los tornillos de sujeción de todo el sistema, lo cual le proporcionaría una mayor estabilidad a todo el conjunto (ver figura 5.b).



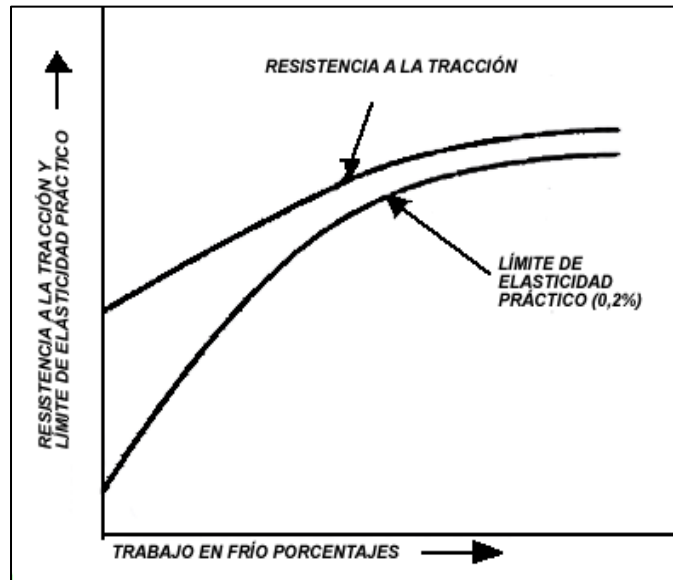
**Figura 5:** a) Diseño 3D de la primera geometría propuesta, acoplada a un sistema de 5 vértebras a nivel lumbar, b) Corte transversal del dispositivo a ser analizado: marco plano, conector transverso DTT, barra DTT y tornillo de sujeción del sistema.

Sin embargo, se observó que para esta geometría y para el material propuesto al inicio de la investigación, Acero quirúrgico 316L recocido de propiedades mecánicas: módulo de Young 200 GPa, módulo de Poisson 0.3, esfuerzo de fluencia entre 240 y 300 Mpa y esfuerzo de fractura de 600 a 700 Mpa (D. Williams y R. Roaf, 1973), el análisis por medio del método de los elementos finitos arrojó sobrepaso del límite de fluencia para el nivel de esfuerzos proporcionados por la columna vertebral.

En este sentido, primeramente se propuso el robustecimiento de la geometría planteada, sin embargo, al realizarse las simulaciones numéricas sin modificar el material, se observó que los esfuerzos generados en el nuevo dispositivo se mantuvieron casi constantes incluso con el ligero aumento en las dimensiones (M. Cafiero, 2006 a). De esta manera, se evidenció que para inhibir la fluencia de la prótesis sería necesario duplicar la geometría de las barras, solución poco factible para la aplicación estudiada debido a la falta de musculatura en la zona de la columna vertebral.

En función de esto, la solución del problema se enfocó netamente en el cambio del material o de sus propiedades, con lo cual se decidió trabajar con acero quirúrgico deformado en frío.

Todas las características de los metales que dependen de su estructura cristalina son afectadas por las deformaciones plásticas o trabajo en frío. Así, la resistencia a la tracción, el límite de elasticidad práctico y la dureza aumentan, mientras que la ductilidad, expresada por el porcentaje de alargamiento, disminuye (S. Avner, 1975). En la figura 6 se observa como varía la resistencia a la tracción y el límite de elasticidad práctico con el porcentaje de trabajo en frío.



**Figura 6:** Efecto del trabajo en frío sobre la resistencia a la tracción y límite de elasticidad práctico del cobre (S. Avner, 1975).

De esta manera se propuso trabajar con un acero de este tipo diseñado expresamente para aplicaciones bioingenieriles, éste, entre sus características de mayor importancia presenta un alto contenido en nitrógeno, homogeneidad estructural, elevado nivel de pureza, buen acabado superficial, entre otras (Sandvik Steel, 2005).

En adición a esto, este acero presenta un esfuerzo de fluencia y de fractura mayor que el del Acero quirúrgico 316LVM y un porcentaje de elongación más bajo. El alto contenido de nitrógeno y molibdeno, los bajos niveles de ferrita y alto grado de pureza le dan una mayor estabilidad ante la corrosión intergranular y ante el fenómeno de corrosión-fatiga. En la siguiente tabla se comparan las propiedades mecánicas del material escogido con las del Acero quirúrgico en estado recocido (Sandvik Steel, 2005):

Material	Módulo de Young (MPa)	Módulo de Poisson	Esfuerzo a la fluencia (MPa)	Esfuerzo a la fractura (MPa)	% de Elongación
Acero 316L (recocido)	200000	0.3	240-300	600-700	40
Acero con alto contenido de Nitrógeno (High tensile)	200000	0.3	1100	1350	15

**Tabla 1:** Propiedades mecánicas de los aceros quirúrgicos (Sandvik Steel, 2005).

Se llevaron a cabo nuevos análisis por medio del método de los elementos finitos para analizar una amplia gamma de cargas de compresión y momentos flectores ejercidos por la columna vertebral, esto, con la finalidad de verificar que efectivamente el acero quirúrgico escogido en esta segunda fase responde a los casos más críticos de carga de manera elástica. En cuanto al momento torsor, estudios realizados anteriormente han reflejado la poca influencia de éste en la falla del dispositivo a analizar (A. Rohlmann, 2000). Las solicitaciones escogidas para los análisis estáticos tanto de compresión como flexión fueron las siguientes:

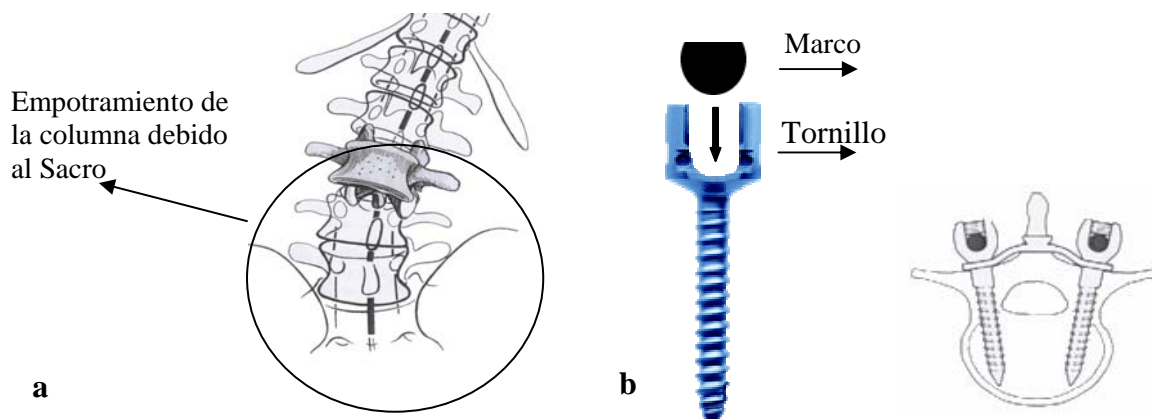
Actividad	Carga de compresión a nivel Lumbar (N)
De pie, relajado	440
De pie, flexionado	1190
De pie, flexionado 30°, con los brazos abiertos	1400
De pie, flexionado 30°, con los brazos abiertos, sosteniendo 8 Kg.	2350
Sentado, relajado	380
Sentado, flexionado	1130

**Tabla 2:** Cargas de compresión para la columna vertebral (A. Schultz et al, 1982).

Actividad	Momento flector a nivel Lumbar (Nm)
De pie, sin carga	20
De pie, con una carga de 2.5 Kg en ambas manos	35
De pie, con una carga de 5 Kg en ambas manos	50

**Tabla 3:** Momentos flectores en el plano sagital de la columna vertebral (A. Rohlmann, 2000).

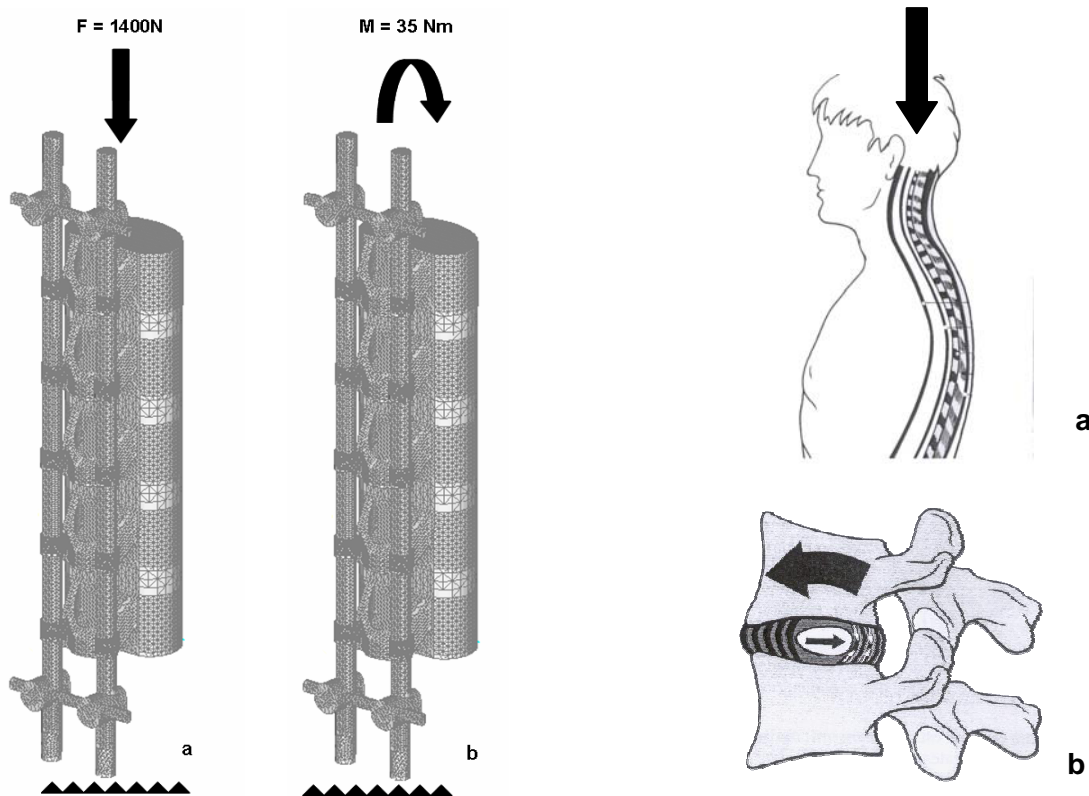
En cuanto a los desplazamientos prescritos, para los análisis numéricos se tomó en cuenta los empotramientos tanto en la columna vertebral debido a la fijación ofrecida por el sacro como en el marco de corrección como resultado del uso de los tornillos transpediculares, tal y como se observa en la figura 7a y 7b:



**Figura 7:** Empotramientos: **a)** ofrecidos sobre la columna vertebral por el sacro, **b)** sobre el marco de fijación truncado debido a los tornillos transpediculares.



De esta manera las cargas y momentos flectores ejercidos sobre el sistema y las restricciones utilizadas se llevaron a cabo como se observa en la figura 8. Para el caso de los momentos flectores ejercidos sobre la columna, sólo se tomó en cuenta el posterior ya que estudios realizados anteriormente demostraron que los resultados para los momentos anterior y posterior en el plano sagital de la columna toraco – lumbar son bastante similares (M. Cafiero, 2006. a,b):



**Figura 8:** a) Restricción de empotramiento y carga de compresión sobre el sistema, b) Restricción de empotramiento y momento flector posterior aplicado sobre el modelo.

En cuanto a los materiales biológicos utilizados para la simulación, se tomaron en cuenta, el hueso cortical como composición de la vértebra y el anillo fibroso del cual esta compuesto en cierto porcentaje el disco intervertebral (S. Cowan y K.F. Lee, 2000). Las propiedades mecánicas de estos materiales se ven reflejadas en la tabla 4 presentada a continuación:

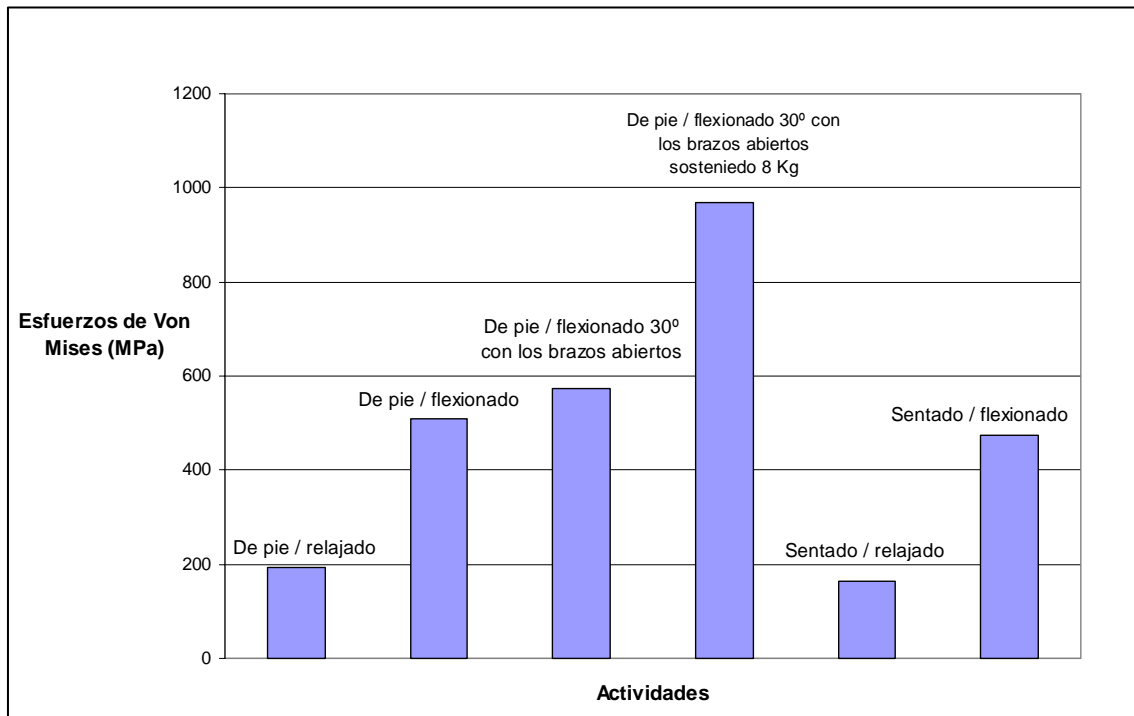
Material	Módulo de Young (MPa)	Módulo de Poisson
Hueso Cortical	12.000	0.3
Anillo fibroso	4.2	0.49

**Tabla 4:** Propiedades mecánicas de los materiales biológicos utilizados en la simulación numérica (S. Cowan y K.F. Lee, 2000).

Finalmente, se obtuvo una malla con 44.731 nodos y 176.375 elementos. La coincidencia de nodos entre superficies de diferentes materiales se llevo a cabo mediante áreas, lográndose una buena transmisión de esfuerzos.

### 3 DISCUSIÓN DE RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Tomando en cuenta que los esfuerzos mostrados en la figura 9 reflejan el comportamiento del dispositivo para cada una de las cargas de compresión mencionadas, y adicionalmente que los niveles más altos de esfuerzos se generan en zonas donde hay cambios bruscos en la geometría, se evidencia que el material escogido (acero quirúrgico deformado en frío con alto contenido de nitrógeno) cumple con los requerimientos en cuanto a propiedades mecánicas se refiere.



**Figura 9:** Gráfico que refleja los Esfuerzos de Von Mises generados en el sistema al ser sometido a diferentes cargas de compresión.

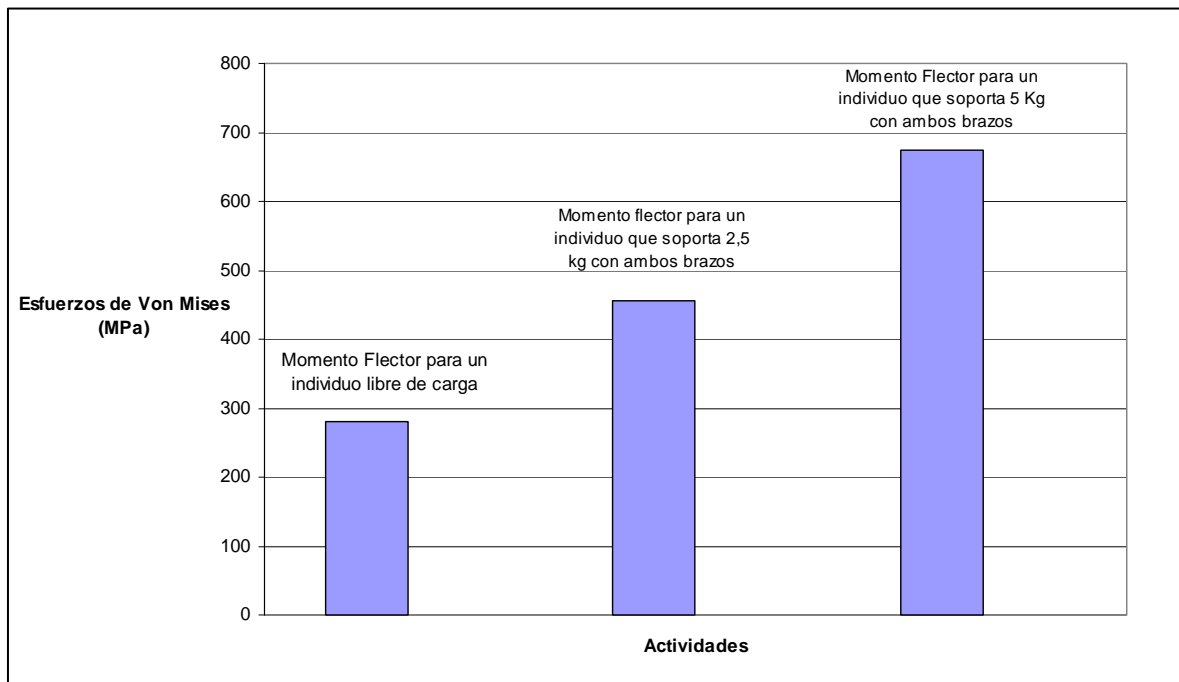
Por otra parte, es importante señalar que las cargas de compresión correspondientes a un individuo que se encuentra de pie, flexionado 30° con los brazos abiertos y de pie, flexionado 30°, con los brazos abiertos sosteniendo 8 Kg, son cargas con un alto porcentaje de improbabilidad debido a la disminución de la movilidad que acarrea una fusión quirúrgica posterior.

Debido a que la fusión quirúrgica se lleva a cabo eliminando los discos intervertebrales y sustituyéndolos por injerto óseo se disminuye en un alto porcentaje la movilidad de la columna, cuya flexibilidad se logra mediante los desplazamientos pequeños de sus múltiples discos intervertebrales; esta configuración tiene la ventaja de que sólo es necesario un movimiento pequeño de cada disco y ligamento, para producir un movimiento extenso con un amplio recorrido (E. Radin et al. 1981). Es por esta razón que al suprimir estas articulaciones la movilidad se ve disminuida y la flexión de todo el torso a ciertas magnitudes son muy improbables.

De la misma manera para los momentos flectores se observó resistencia a la fluencia incluso para los casos más extremos, lo cual es bastante beneficioso para el modelo ya que



estudios anteriores han evidenciado que éstos representan un riesgo mucho mayor para la ruptura de los implantes que las fuerzas axiales (A. Rohlmann, 2000).



**Figura 10:** Gráfico que refleja los Esfuerzos de Von Mises generados en el sistema al ser sometido a diferentes momentos flectores posteriores.

En cuanto a los momentos torsores y las componentes de fuerzas perpendiculares a los elementos longitudinales, estudios anteriores han manifestado que estas tensiones generan esfuerzos mucho menores a los ocasionados por las fuerzas axiales y los momentos flectores en el plano sagital (A. Rohlmann, 2000), es por esta razón que con los ensayos realizados se garantiza en un alto porcentaje la no fluencia del material, incluso para los casos más improbables de carga.

Siendo así, el diseño propuesto cumple con las necesidades quirúrgicas, ergonómicas y físicas planteadas por los expertos de la medicina, sin embargo, en este caso sólo se obedece a este comportamiento bajo la condición de fabricación en Acero quirúrgico deformado en frío, con alto contenido de Nitrógeno.

El Acero quirúrgico deformado en frío ofrece ventajas adicionales a las mecánicas, como por ejemplo: mayor resistencia a la corrosión, a la corrosión - fatiga, así como también la inhibición del proceso de pasivación para la mejora de la superficie del implante, lo cual para efectos de producción resulta bastante beneficioso.

Aun y cuando el dispositivo responde de manera satisfactoria antes los ensayos numéricos realizados, se realizarán ensayos experimentales de fatiga, con la finalidad de analizar la estabilidad del dispositivo ante cargas dinámicas.

**REFERENCIAS**

- R. Artad, M. Friedman, & G. McNitt. Orthopedic problems in pregnancy. *Physician Sportsmed.* 18: 93-105. 1990.
- S. Avner. *Introducción a la Metalurgia Física*. Litografía INGRANEX. México. 1975.
- M. Cafiero, M. Cerrolaza, A. Damas & E. Arroyo. *Simulación y Modelado en Ingeniería y Ciencias*. Sociedad Venezolana de Métodos Numéricos en Ingeniería. Caracas – Venezuela. 2006.
- M. Cafiero, M. Cerrolaza, A. Damas & E. Arroyo. XXVII Iberian Latin American Congress On Computational Methods In Engineering. Belén – Brasil. 2006.
- R. Cailliet. *Síndromes dolorosos - DORSO*. Editorial: El manual moderno, S.A. México. 1969.
- M. Comín et all. *Biomecánica del Raquis y sistemas de reparación*. Martín Impresores. Valencia – España. 1995.
- S. Cowan & K.F. Lee. *A Biomechanical Model of Lumbar Spin*. ASME. Spine. Springfield. 2000.
- R. Hibbs. An operation for progressive spinal deformities. *N.Y.State. J. Med.* 93:101. 1991.
- E. Radin, S. Sheldon, R. Rose & I. Paul. *Biomecánica práctica en ortopedia*. Editorial Limusa. México.1981.
- A. Rohlmann, F. Graichen, & G. Bergmann. Influence of load carrying on loads in internal spinal fixators. *Journal of Biomechanics.* 33: 1099-1104. Berlin. 2000.
- Sandvik Steel. *Sandvik Bioline – Steel grades*. Sweeden. 2005.
- A. Schultz, G. Anderson, R. Ortengreen, K. Haderspeck & A. Nachenson. Loads on the lumbar spine. *The Journal of the Bone and Joint Surgery* 64-A:713 -720. 1982.
- D. Williams & R. Roaf. *Implants in Surgery*. Londres. Saunders. 305-310. 1973.