

DISEÑO OPTIMIZADO DE UNA PRÓTESIS PARA COLUMNA VERTEBRAL MEDIANTE EL ANALISIS ESTRUCTURAL POR ELEMENTOS FINITOS

- **Ing. Manuel Luque Casanave**, Profesor-Investigador de la Facultad de Ingeniería Mecánica de la Universidad Nacional de Ingeniería, Lima, Perú
- **Dr. Alfredo Fuentes-Dávila**, Profesor-Investigador de la Facultad de Medicina de la Universidad Peruana Cayetano Heredia, Lima, Perú

RESUMEN

Se presenta el diseño optimizado de una prótesis para columna vertebral empleando el análisis estructural por elementos finitos. Se hace una introducción a la biomecánica y se establecen algunos conceptos de la estática y dinámica de fuerzas que actúan sobre la columna. Se revisan los avances en prótesis en Perú y en el mundo. Se define una aplicación específica, una geometría inicial y un material apropiado para el diseño de la prótesis. Con un programa de elementos finitos se importa el dibujo de un programa de diseño asistido por computadora y se aplican los vectores de fuerza y momentos críticos que actuarán sobre la columna. Se trasladan estos vectores y momentos a la prótesis, determinándose con el programa los esfuerzos resultantes, como resultado se obtiene una distribución gráfica de la concentración de esfuerzos resultantes, los que son comparados con los permisibles por el material. Se hacen las modificaciones en la prótesis para aliviar la concentración de esfuerzos encontrada, modificándose espesores y radios de curvatura, determinando así su geometría final.

INTRODUCCIÓN

La columna vertebral es una entidad espacial y, por lo tanto susceptible de ser representada en un espacio tridimensional en un sistema de tres ejes cartesianos, encontrándose cada punto definido por sus tres coordenadas. La columna vertebral del ser humano tiene 33 vértebras (7 cervicales, 12 dorsales, 5 lumbares, 5 sacras y 4 coccígeas).

Biomecánica

La columna vertebral se haya sometida a una serie de esfuerzos de tracción, compresión, torsión y flexión así como a momentos o brazos de palanca.

El cuerpo humano como cualquier sistema material puede hallarse en condiciones de equilibrio físico. En el caso de los vertebrados y en concreto en el ser humano además de las fuerzas externas gravitacionales es necesario tener en cuenta la acción muscular y la de los ligamentos, puesto que la anatomía humana no puede ser estudiada como un simple cuerpo rígido [Latarjet et al. 1985]. Se presentan tres tipos de equilibrio, el equilibrio pasivo que ocurre cuando el cuerpo está relajado apoyado en algún soporte; el equilibrio activo ocurre cuando el cuerpo debe depender o mantener su postura contra alguna fuerza externa, incluida la acción de gravedad o peso propio, en este tipo de equilibrio el cuerpo puede encontrarse completamente inmóvil y a pesar de ello mantener

en tensión los músculos posturales. Finalmente el equilibrio dinámico se presenta en los movimientos en que, a pesar de variar la posición del cuerpo y su base de sustentación -incluso apartándose la línea de gravedad de dicha base-, se mantiene el equilibrio gracias a la contribución de la inercia del propio movimiento [Martínez Ruiz 1992].

El equilibrio estático en la columna vertebral, en cuanto a los movimientos de traslación se refiere, exige como condición de equilibrio que la fuerza neta actuante sobre el cuerpo deba ser nula. Lograr un equilibrio estático en los movimientos de rotación de la columna exige que la suma de los momentos que actúan sobre ella respecto a un centro de movimientos dado, sea igual a cero. El cumplimiento de estos dos principios garantiza el equilibrio estático total de la columna vertebral.

Prótesis

La aplicación de prótesis en la columna vertebral es una técnica que se viene realizando desde hace algunos años. Fabricadas en acero inoxidable o titanio, debido a que no generan rechazo en el cuerpo humano, sin embargo se exige a su vez en los aceros inoxidables contenidos máximos de carbono, manganeso, fósforo, azufre, molibdeno y cobre, para reducir riesgos, lo que ha generado la aparición de aceros inoxidables de aplicación específica a la biomecánica, entre ellos el Bioline® de la empresa sueca Sandvik, que es el que se ha considerado

emplear para el presente diseño. Las prótesis tienen el objetivo de fijar vértebras cuando entre ellas se ha incorporado un elemento óseo (hueso extraído de la cadera del mismo paciente) para formar el llamado callo óseo, en reemplazo de una vértebra dañada o colapsada.

En los últimos años en el mundo se han desarrollado una serie de diseños de prótesis para fijación lateral sobre las vértebras de la columna vertebral, siendo los más conocidos los llamados implantes de Harrington, el implante lumbar de Luque, el implante dorsal de Vollmer [Vollmer 1997] y el implante de Kaneda, confeccionados en acero inoxidable o titanio, anclados con tornillos de fijación hasta la corticoide de la vértebra.

En Perú se ha desarrollado la prótesis Fuda (Fuentes-Dávila 1998) la que viene siendo aplicada en el Hospital Nacional Cayetano Heredia. Este implante se aplica en zonas específicas de la columna vertebral, en rangos que van desde la vértebra dorsal 7 (T-7) hasta la vértebra lumbar 4 (L-4), siendo el segmento de mayor frecuencia de aplicación el que va desde la vértebra dorsal 11 (T-11) hasta la vértebra lumbar 3 (L-3).

DESARROLLO

La formación de un grupo de biomecánica conformada por investigadores de la Universidad Nacional de Ingeniería y de la Universidad Peruana Cayetano Heredia en Perú, ha posibilitado el empleo de nuevas tecnologías para optimizar el desarrollo de prótesis o implantes médicos.

El presente trabajo es fruto de esta cooperación y comprende la optimización de la prótesis Fuda, fabricada a partir de un perfil de acero inoxidable de la línea Bioline®, de características específicas para aplicación biomédica.

La optimización de las prótesis se ha realizado mejorando sus características de resistencia mecánica, identificando -en las que se venían construyendo- puntos de concentración de esfuerzos, determinando espesores y contornos óptimos de la pieza así como incorporando agujeros elípticos, para la fijación de la prótesis a las vértebras con tornillos y poder así modular la pieza para adaptarla a las variadas estructuras esqueléticas de columna del cuerpo humano.

Las cargas soportadas por cada vértebra varían en función de la zona de la columna que se considere. Restringimos el análisis a la región lumbar, que es la zona donde se aplicará la prótesis. En la figura 1 se muestra el Diagrama de Dietrich y Kurowski [Dietrich et al. 1985] en el que se presentan las fuerzas transmitidas a través de las distintas uniones vertebrales para un individuo estándar de peso 75 Kg, en actitud de levantar una carga de 30 Kg. Se

observa que la carga máxima corresponde a la posición de flexión y se sitúa en la unión L-5, sin embargo para la aplicación de la prótesis (hasta L-4), la carga máxima está en el orden de los 350 Kg. Introducimos el factor de la presión intra-abdominal, el que reduce en un 20% la demanda de carga por las vértebras.

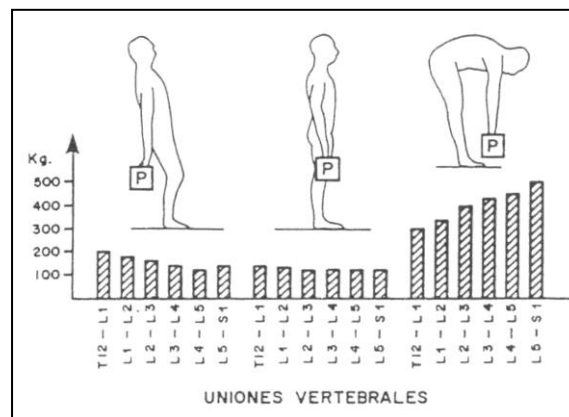


Figura 1. Diagrama de Dietrich y Kurowski de cargas intervertebrales.

El diseño de la prótesis considera el empleo de un perfil estándar de acero inoxidable 316 LVM Bioline® de la línea biomédica de la empresa Sandvik, que cumple con los estándares ASTM F 138-92 Gr 2, ISO 5832/1 1987 Comp D y DIN 17443-86 WK1:4441 que presenta las siguientes propiedades físicas: densidad 8g/cm³; módulo de elasticidad 200 000 MPa; límite elástico 1136 Newton/mm², calor específico 490 J/Kg-°C; conductividad térmica 15 W/m-°C; expansión térmica 16,0 x 10⁻⁶/°C. Este material presenta una estructura austenítica homogénea sin fase de ferrita, de alta pureza y con niveles extremadamente bajos de fósforo, azufre y cobre.

En la figura 2 se observa la aplicación de la prótesis en la columna vertebral. Su función es unir y fijar las vértebras junto con el implante óseo central, este último generalmente extraído de la cadera del paciente. La prótesis se fija lateralmente a la columna mediante cuatro tornillos de rosca profunda y corrida, con cabeza en forma de lenteja y estría en cruz, de acero inoxidable 316 LVM Bioline®, los mismos que actúan en tracción. El estar roscados en toda su extensión permite una buena fijación en la cortical (parte dura del tejido óseo) opuesta de la vértebra. Para la introducción de estos tornillos llamados “de cortical” se debe pasar previamente el macho que corresponda.

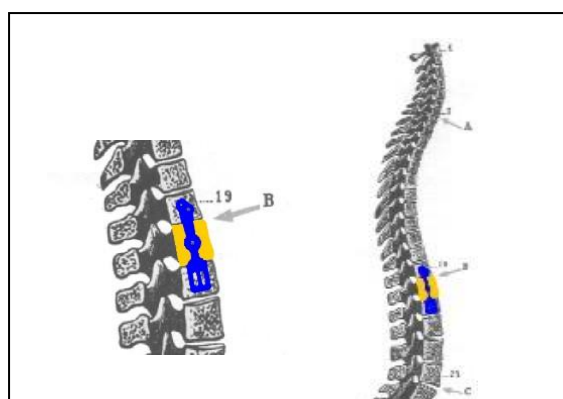


Figura 2. Aplicación de la prótesis en la columna vertebral

Al cabo de 4 o 5 meses se obtiene una adecuada formación del callo óseo, permaneciendo fija la prótesis en forma indefinida en la columna vertebral. El presente diseño computarizado y optimizado de la prótesis de columna, representa una innovación a nivel mundial en la biomecánica y contribuirá a evitar las potenciales fracturas de la misma -que a la fecha se vienen presentando en el mundo- por los esfuerzos a la que es sometida por el paciente en su actividad cotidiana y que lo obliga a regresar al quirófano.

Para el diseño se definió una geometría inicial de la prótesis en un dibujo realizado en un programa de diseño asistido por computadora (CAD), teniendo en cuenta un perfil comercial de la línea Bioline® de 35 mm de espesor, que pudiera ser fácilmente mecanizado para lograr la geometría definida. Luego se importó el dibujo desde un programa de elementos finitos y se aplicaron los vectores de fuerza y los momentos críticos actuantes sobre la prótesis.

El programa de análisis estructural por elementos finitos que se utilizó fue el módulo educativo de MSC/Nastran® de la Universidad Nacional de Ingeniería.

A partir de la carga crítica aplicada a la columna -que se ha definido en los estudios de Dietrich y Kurowski-, trasladamos en dirección, sentido e intensidad a la prótesis el vector fuerza de 3430 Newton (equivalente a los 350 Kg de carga crítica), aplicados proporcionalmente en tres puntos críticos de la prótesis, así como el vector correspondiente al momento lateral de 85,75 Newton-metro, dado que el eje longitudinal de la prótesis se encuentra a aproximadamente 0,025 m del eje de la columna vertebral.

En la figura 3 se muestran los vectores aplicados a la prótesis en el programa de elementos finitos.

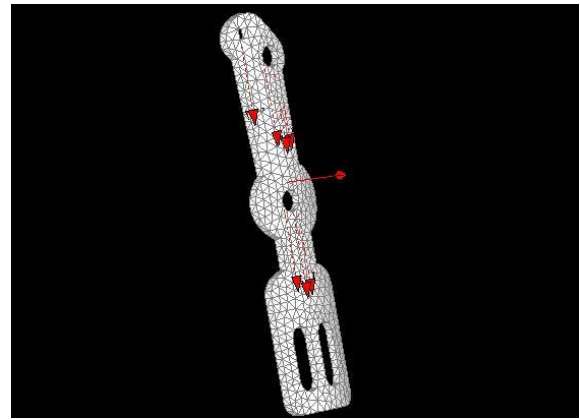


Figura 3. Vectores aplicados a la prótesis en el programa de elementos finitos.

Para la geometría inicial se trabajó con 4905 nodos y 2183 elementos. Luego de ingresar los valores de los vectores de fuerza y momento y correr con ellos el programa de elementos finitos se obtuvo una distribución gráfica de los esfuerzos ejercidos sobre la prótesis. En la figura 4 se muestra la distribución y concentración de esfuerzos resultantes para esta geometría inicial de espesor 2 mm. El esfuerzo actuante máximo combinado fue de 374,8 Newton/mm², valor menor a 1136 Newton/mm² que es el límite elástico del material de la prótesis.

Las concentraciones moderadas que se observan gráficamente con el análisis estático realizado por el programa, no revelan las condiciones de fatiga del material, el que podría eventualmente fallar por esta causa en las partes de mayor concentración de esfuerzos estáticos.

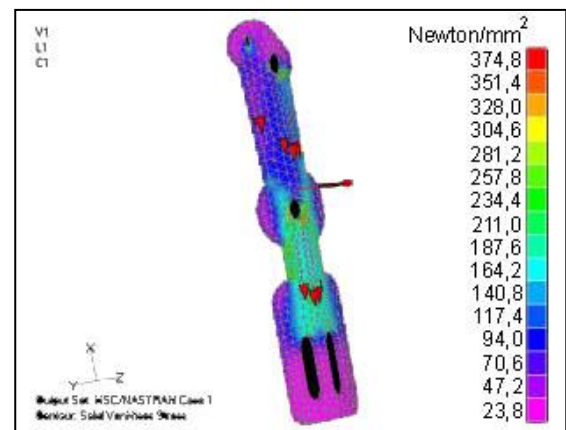


Figura 4. Distribución de esfuerzos en la prótesis de geometría inicial.

En base a estos resultados se hizo una iteración adicional variando la geometría de la pieza en las partes críticas: incrementándose el espesor en 1 mm y redondeándose el perímetro (radios de curvatura) de la prótesis en las zonas de mayor concentración de esfuerzos como en los cambios de sección, lográndose un prototipo con nueva geometría, al que se lo sometió al programa de elementos finitos. Este

análisis se llevó a cabo con 4144 nodos y 1817 elementos.

El esfuerzo actuante máximo combinado para esta geometría final de espesor 3 mm, fue de 318,2 Newton/mm², valor menor que el límite elástico del material. Según se aprecia en la figura 5 estos resultados muestran una distribución más uniforme de los esfuerzos como también un alivio en la concentración de los mismos en los puntos críticos observados en la geometría inicial de la prótesis.

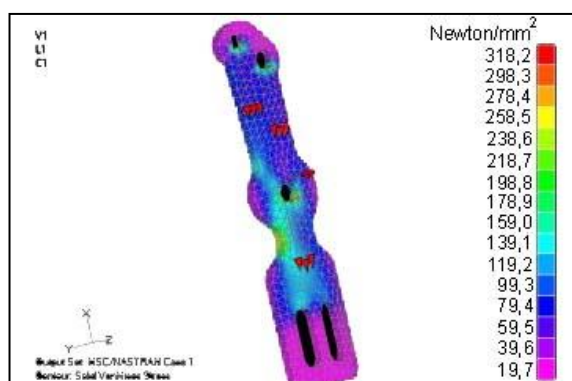


Figura 5. Distribución de esfuerzos en la prótesis de geometría final

CONCLUSION

A través del análisis estructural por elementos finitos se ha logrado optimizar el diseño de una prótesis para columna vertebral, abriéndose nuevas posibilidades para la biomecánica, lo que permite superar los tradicionales desarrollos de prototipos de prótesis bajo el esquema de “prueba y error” (trial and error), ahorrando de esta forma recursos de tiempo e inversión.

El análisis por elementos finitos aplicados a la biomecánica, se puede extender para el desarrollo de prótesis para aplicaciones en otras partes del cuerpo humano así como optimizar los desarrollos de la cirugía reconstructiva en traumatología, en cirugía máxilo-facial y de cadera-fémur, así como en el diseño de prótesis para la fijación de huesos en fracturas múltiples de las extremidades.

Facilitan la fabricación individual de prótesis con características específicas, la disponibilidad en el mercado de máquinas-herramienta automáticas y de centros de mecanizado CNC con “torreta multiherramienta”.

En estos equipos la secuencia de operaciones es comandada y controlada por un programa (software), el mismo que opera para mecanizar la geometría de la prótesis cuyo diseño se ha importado –vía PC conectada a la máquina- desde un programa de dibujo asistido por computadora (CAD).

Asimismo la existencia en el mercado de materiales específicos para aplicación biomédica, que no generan rechazos, respaldan estas aplicaciones de la biomecánica.

El presente diseño optimizado de prótesis de columna vertebral se ha venido implementando con éxito en el Hospital Nacional Cayetano Heredia de Lima, Perú. Se lo ha expuesto en congresos internacionales -tanto de ingeniería como de medicina- y publicado en la Revista Ciencia e Ingeniería ISSN 1316-7081, y su aplicación viene incorporándose en la medicina mundial.

REFERENCIAS

- DIETRICH M., KUROWSKI P. (1985). The importance of mechanical factors in the etiology of spondylolysis spine Vol. 10, n.6
- LATARJET A., TESTUT L. (1985). Tratado de Anatomía humana. Salvat Editores, España.
- LUQUE CASANAVE MANUEL (2000). Finite Element Analysis for optimizing biomechanical designs, Technical Bulletin Vol.1, 4-5, Faculty of Mechanical Engineering, UNI, Peru.
- MARTINEZ RUIZ FIDEL (1992). Biomecánica de la Columna Vertebral y sus implantes. Nueva Imprenta S.A., Madrid Vol 1, 26-79.
- VOLLMER DENNIS (1997). Management of Thoracolumbar instability. Neurosurgery Clinics of North America Vol. 8, n. 443-469.