Análisis y simulación tridimensional de un tutor para fémur

Femur external fixation: 3D analysis and simulation

B. N. Gámez*, D. A. Ojeda
Coordinación de Bioingeniería. Departamento de Diseño Mecánico y Automatización.
Escuela de Ingeniería Mecánica, Universidad de Carabobo.
Valencia. Venezuela
*bgamez@uc.edu.ve

Resumen

El presente trabajo se fundamenta en el análisis de elementos finitos y la simulación de un tutor externo de fémur, a partir del uso del programa Visual Nastran 4D. Para realizar este análisis, a carga estática, se considera un modelo de referencia previamente diseñado y construido, de 3,5 Kg de peso, variable que resulta importante disminuir, por otra parte se consideraron los antecedentes y avances más recientes que se conocen en torno al tema. Teniendo lo anterior se fijaron las condiciones de contorno basadas en la aplicación del peso total del cuerpo supuesto en un valor de 800 N distribuidos en los clavos que atraviesan al fémur. Con los datos anteriores se calculó el esfuerzo por métodos tradicionales con el objetivo de comparar el resultado obtenido a partir del programa con la finalidad de validar el procedimiento empleado. Se realizaron los análisis estáticos para cada elemento y finalmente se procedió a optimizar el modelo de referencia obteniendo como resultado una disminución del peso total del dispositivo en un 73,3% y la disminución del factor de seguridad a un valor de 2,81.

Palabras claves: Fijador externo, tutor, método de elementos finitos, fémur.

Abstract

Present work is based on the analysis and simulation by Finite Element Method (FEM) of a femur external fixation, using the Visual Nastran 4D software. A 35 N weight reference model previously designed and constructed was used for static load analysis On the other hand were considered the antecedents and advances more recent than are known about. The conditions of contour based on the application of the weight of the body supposed in a distributed value of 800 N in the screws that cross to femur. With the previous data the effort by traditional methods with the objective calculated to compare the result obtained from the FEM and to validate the used procedure. The static analyses for each element were made and finally it was come to optimize the model of reference being obtained as result a diminution of the weight of the device in a 73.3%. The diminution of the factor of safety to a reliable value for devices used by the human being (2,81).

Key words: External fixation, FEM, femur.

1 Introducción

El diseño y construcción de fijadores externos ha formado parte de muchos trabajos de investigación que se han desarrollado en el Departamento de Diseño Mecánico y Automatización de la Universidad de Carabobo. Teniendo en cuenta el avance alcanzado con la realización del último trabajo (Guillén, 2000) se ha decidido perfeccionar sus condiciones de diseño partiendo de métodos más especializados.

De acuerdo a lo anterior el principal objetivo de este trabajo se basa en analizar y simular un tutor de fémur haciendo uso de un programa de análisis de elementos finitos con la intención de obtener un diseño óptimo, aprovechando las bondades de los programas de elementos finitos los cuales permiten probar con varias configuraciones antes de establecer un modelo definitivo.

2 Problema

De acuerdo a reportes de traumatólogos, en nuestro país es muy común, el ingreso de pacientes en los hospitales

públicos y privados, presentando lesiones causadas por proyectiles de armas de fuego, accidentes automovilísticos tipo arrollamiento o simplemente fracturas a nivel del fémur (Pérez, 2002). Cuando se presentan estas situaciones la evaluación y el manejo adecuado de los pacientes afectados reduce el riesgo de invalidez, amputación o muerte y por otra parte disminuye el tiempo de hospitalización y optimiza su rehabilitación; esto se hace mas relevante cuando de trata del fémur por ser un hueso esencialmente de sostén y carga. Casos como los mencionados anteriormente ameritan el uso de un fijador externo, por lo cual estos se han convertido en una herramienta muy importante en el campo de la traumatología debido a la gran cantidad de beneficios que ellos ofrecen, entre los cuales se pueden mencionar:

- Crean óptimas condiciones fisiológicas en la cicatrización de fracturas.
- Proveen de excelente estabilidad uniendo e inmovilizando los fragmentos de hueso fracturado reduciendo el dolor.
- Devuelven funcionalidad sin perturbar el hematoma y permiten el rápido inicio de la formación de callo.
- Con su uso se puede lograr la corrección de deformidades y diferencia de longitud de extremidades, sin alterar la masa muscular de forma permanente.

Sin embargo las bondades de estos dispositivos no pueden ser aprovechadas por todos los que requieren de su uso, debido a los escasos recursos disponibles en el sector salud.

Por lo anterior, la situación actual del país conduce a los profesionales de la ingeniería a incentivar la producción nacional de equipos médicos a muy bajo costo, a manera de responder a las necesidades de los afectados. Es por ello que con este trabajo se pretende optimizar el diseño de un fijador externo realizado en la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Carabobo y presentado por Guillén (2000)como trabajo especial de grado para optar al título de Ingeniero Mecánico (el mismo a lo largo de esta investigación se denominará "**Modelo de Referencia**"), todo esto a manera de mejorar cada vez más la funcionalidad y manejo del mismo.

3 Objetivos

- Generar un modelo en tres dimensiones con un programa de dibujo.
- Fijar las condiciones de contorno.
- Realizar análisis estáticos por el método de elementos finitos.
- Optimizar el modelo.

4 Especificaciones del sistema a diseñar

Partiendo del fijador externo de referencia es necesario establecer las características esperadas del modelo y las limitaciones bajo las cuales debe operar, estas se resumen como sigue:

- El material considerado para el diseño del dispositivo debe ser resistente a la corrosión.
- El dispositivo debe ser sencillo de armar en quirófano y de fácil manipulación para el traumatólogo.
- Debe ser liviano y resistente.
- No debe producir arco voltaico.
- Debe tener gran estabilidad.
- Debe ser lo más económico posible para competir en el mercado.
- El dispositivo no debe pesar más de 3,5 Kg.
- Las piezas más pequeñas del dispositivos no deben ser menores a 1x0,3x0,3 cm. De forma que las mismas no sean de menor tamaño que el diámetro del dedo del traumatólogo, y de esta manera no se presenten dificultades si alguna pieza se cae al momento de la colocación.

5 Especificaciones del modelo de referencia

El tutor para fémur estará conformado por un eje principal y cuatro módulos que permiten unir dicho eje con los clavos de sujeción que están atornillados al hueso. Ver Fig. 1.

Para una mejor comprensión acerca del modelo, la descripción del dispositivo se puede dividir en dos partes, el eje principal y los módulos.

El eje principal: Es el principal elemento que conforma al sujetador externo ya que por medio del él se pueden unir los dos fragmentos separados del hueso fracturado: Este posee en un extremo una cabeza como un tornillo y es roscado en el extremo opuesto, de manera tal que al introducirlo en los módulos entre los cuales hay uno roscado, y realizar el giro del eje ocurre el desplazamiento de la fractura y de esta forma el médico tratante puede inicialmente colocar el sujetador y luego reparar la fractura con el tutor al girar el eje por el extremo de su cabeza.

Los módulos: Están constituidos a su vez por tres piezas: **Pieza A:** Tiene como función sujetar al clavo de Schanz teniendo la posibilidad de girar a su alrededor, posee un freno que permite sujetar de una manera adecuada al clavo; dicho freno se basa en una pieza ranurada que va desde el exterior de la pieza hasta el agujero por donde pasa el clavo. A este sistema se le fija un tornillo que permite unir la ranura cuando el clavo está dentro del agujero y de esta manera impide el desplazamiento relativo entre el módulo y el clavo. **Pieza B:** El propósito de este elemento es unir a la pieza A con la C permitiendo el giro en las dos direcciones perpendiculares al clavo de sujeción y de esa manera sin importar como está colocado el clavo (si está o no coplanar o paralelo con los demás), es posible alinear el módulo con el resto de las piezas, para que el eje principal los atraviese a todos. Esta pieza posee un eje que la une con la pieza C y con esto se logra el giro de dicha pieza sobre el eje; además, la pieza C puede trasladarse, alejarse o acercarse al clavo con el fin de alinearse con el resto de los módulos en caso de que la colocación de los clavos no haya sido perfecta o simplemente en el caso de requerir trasladar algún fragmento de hueso que no se encuentre en su sitio. A

diferencia de la unión con la pieza A en donde simplemente se requiere rotación, esta pieza estará unida con la pieza A por medio de un tornillo que al ser ajustado, fijará la posición entre ambas, por supuesto este tornillo debe poseer una cabeza para presionar la pieza B contra la A. Pieza C: Esta pieza sujeta al eje principal y lo mantiene fijo por medio de un freno al igual que en la pieza A; como ya se explicó la misma no solo podrá rotar sino que también podrá trasladarse.

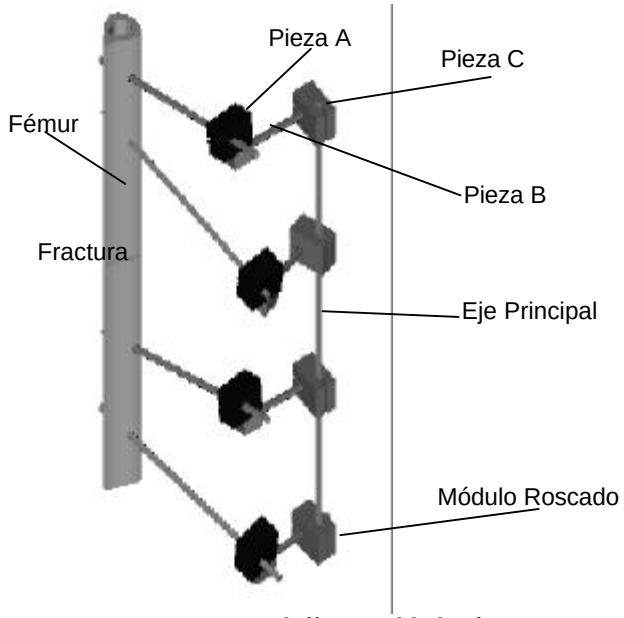


Fig.1 Tutor externo de fémur. Modelo de referencia

Es importante mencionar que en cada módulo existen cuatro tornillos, dos de ellos mantienen los frenos de la pieza C para sujetar al eje principal y al eje de la pieza B, otro para el freno de la pieza A y el último para unir a la pieza A con la pieza B, según lo explicado anteriormente. El diámetro de estos tornillos es de 5 mm, según lo establece la norma para el diseño de este tipo de dispositivos.

6 Procedimiento para realizar el análisis de carga estática al modelo de referencia

Para realizar este análisis, se llevó a cabo el siguiente procedimiento:

- Se realizó un dibujo del modelo de referencia en tres dimensiones, generado a través del programa Autocad.
- Se seleccionó como herramienta para el análisis de carga estática el programa de elementos finitos denominado Visual Nastran Desktop 4D, el cual tiene la facultad dividir la pieza en tetraedros de base triangular, hasta donde permita la capacidad de procesamiento del computador.
- En el ambiente del programa, se asignaron las propiedades mecánicas del material de fabricación y se aplicaron las condiciones de borde, simulando el estado de funcionamiento normal fijador externo en el fémur del paciente, tal como se indica en la Fig. 2.
- Se asignó el tamaño del elemento y automáticamente el programa generó el número de elementos en los cuales dividió la pieza. En este programa el tamaño de la malla lo fija el diseñador según la precisión esperada.
- Se realizó el análisis de elementos finitos observando la escala de colores presentadas como resultados del programa.
- Se comparó el valor de esfuerzo obtenido en la pieza C, utilizando la teoría de Von Mises con el correspondiente al modelo de referencia con Visual Nastran. El resultado del cálculo aplicando la teoría de Von Mises arrojó como resultado un esfuerzo de 4,8x107 Pa, mientras que de acuerdo al análisis el esfuerzo máximo es 4,4x107 Pa, lo cual representa una diferencia del 9%. Esto manera de darle validez a los resultados obtenidos por el método de elementos finitos a través del programa[4]. Una vez establecida la comparación con el denominado valor semilla, se puede predecir que el análisis es correcto.

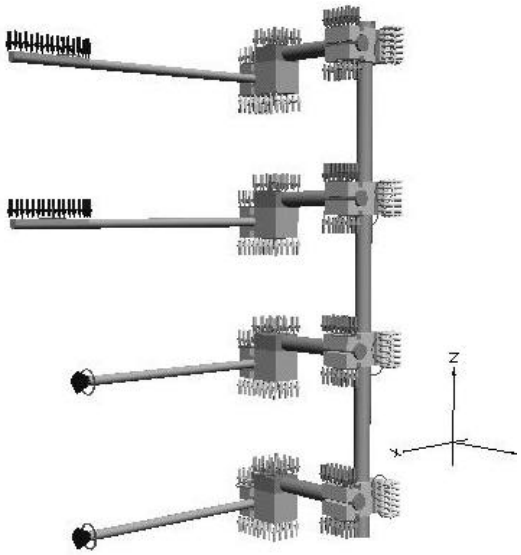


Fig.2 Condiciones para realizar el análisis de carga estática al modelo de referencia.

7 Especificaciones del sistema diseñado

La solución definitiva del fijador externo de fémur se generó considerando los resultados del análisis de carga estática descritos en el párrafo anterior, además de todas las consideraciones previas. La estructura del modelo final queda definido de la misma manera que el modelo de referencia, en un eje principal y cuatro módulo que constan de las ya conocidas, piezas A, B, C y Clavo de Schanz. Por otra parte en función de optimizar el modelo, En la Fig. 3 se muestra el conjunto armado del modelo optimizado.

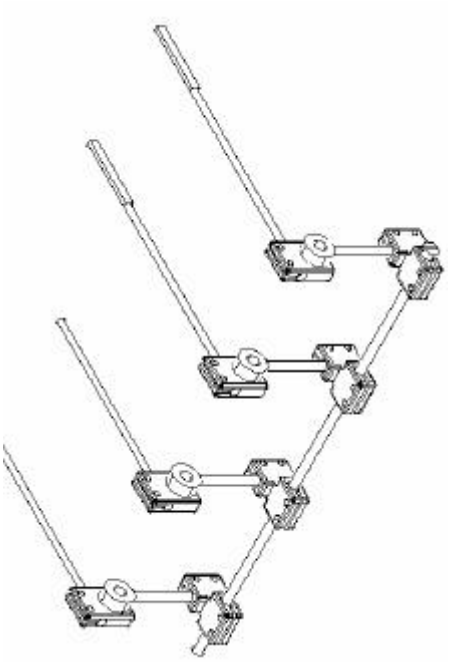


Fig. 3 Isometría del modelo optimizado del fijador externo

8 Análisis de carga estática de la solución definitiva

En la Fig. 4, se muestra la distribución de esfuerzos de Von Mises de la pieza A optimizada, en ella se observa que el esfuerzo máximo ($9{,}51x10^7$Pa) se encuentra alrededor del Clavo de Schanz como consecuencia del momento producido por el peso del paciente soportado por el fijador externo. En la Fig. 5, se muestra la distribución de esfuerzos de Von Mises de la pieza B optimizada, en ella se observa que el esfuerzo máximo ($1{,}75x10^7$Pa) se encuentra a la mitad de la zona cilíndrica. Esto debido al momento que soporta como consecuencia de las cargas que recibe de la pieza B. En la Fig. 6, se indica la distribución de esfuerzos de Von Mises de la pieza C. Se observa que el esfuerzo máximo ($1{,}03x10^8$Pa) se encuentra alrededor de la Pieza B y el eje principal como consecuencia del momento producido por el peso del paciente soportado por el fijador externo.

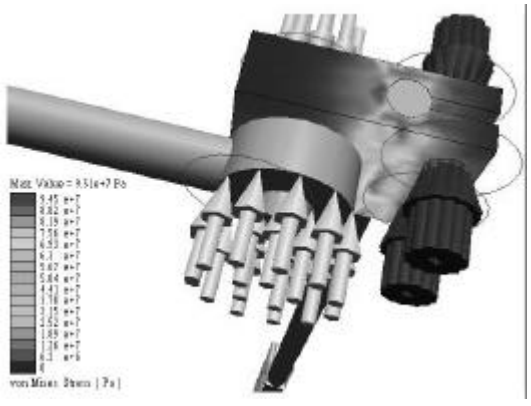


Fig. 4. Distribución de esfuerzos de la pieza A optimizada



Fig. 5. Distribución de esfuerzos de la pieza B optimizada

En la Fig. 7, se aprecia la distribución de esfuerzos de Von Mises del eje principal. Se observa que el esfuerzo máximo ($4{,}34x10^6$Pa) se encuentra alrededor del empotramiento como consecuencia de ser la zona más crítica que soporta los momentos y el peso del paciente.

9 Comparación entre el modelo de referencia y el modelo optimizado

En la Tabla 1 se indican los resultados obtenidos una vez realizados los análisis de carga estática al modelo de referencia y al modelo optimizado, en la misma deben considerarse los siguientes aspectos: En relación a la pieza A, se logró disminuir el esfuerzo máximo de Von Mises que actúa sobre la pieza en un 11,5%, el mismo comportamiento presentado por la pieza C la donde la disminución del esfuerzo fue del 70%. Con respecto a la pieza B y al eje principal, en el modelo optimizado d ambos elementos se incrementa el esfuerzo máximo de Von Mises ya que las piezas disminuyeron en relación a sus dimensiones iniciales.

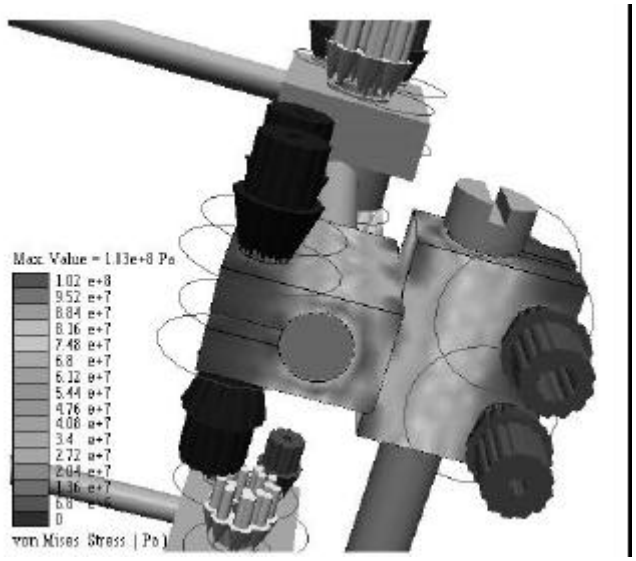


Fig. 6. Distribución de esfuerzos de la pieza C optimizada

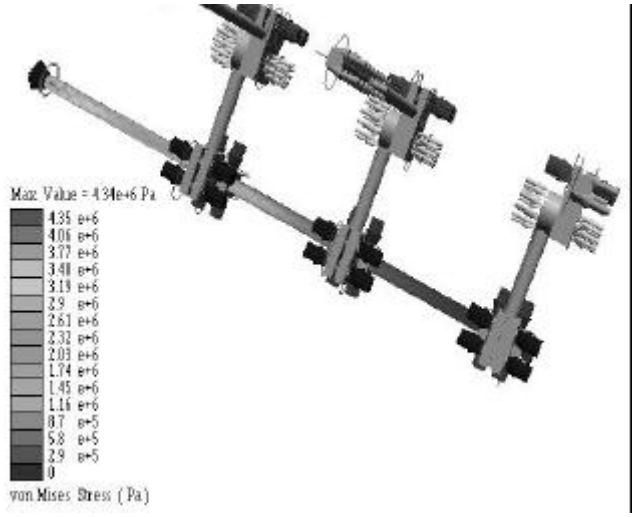


Fig. 7. Distribución de esfuerzos del Eje Principal del modelo optimizado

En cuanto al factor de seguridad puede observarse que en la mayoría de los casos en el modelo de referencia el mismo se encontraba sobre el valor recomendado para carga estática, de esta manera se optimizaron las dimensiones, en función de disminuir el factor de seguridad. Lo anterior implica una disminución del peso del fijador externo lo cual se considera deseable. Con los resultados obtenidos se puede garantizar que sometido a carga estática el dispositivo no fallará.

En cuanto al peso del dispositivo, en la Tabla 2 se observa la diferencia entre cada uno de los elementos que compone el fijador externo. Puede notarse que el modelo optimizado es 28.8% más liviano que el modelo de referencia.

Tabla 1 Resumen comparativo de los resultados obtenidos de acuerdo el análisis de carga estática del modelo de referencia y modelo optimizado.

	MODELO DE REFERENCIA		MODELO OPTIMIZADO	
Elemento	**Esfuerzo máximo (Pa)**	**Factor de seguridad**	**Esfuerzo máximo (Pa)**	**Factor de seguridad**
Pieza A	$1,07x10^8$	2,51	$9,51x10^7$	2,82
Pieza B	$6,86x10^6$	39,44	$1,75x10^7$	15,37
Pieza C	$1,71x10^8$	1,57	$1,03x10^8$	2,61
Eje Princ.	$2,68x10^4$	10.037,31	$4,34x10^6$	61,98

10 Análisis de convergencia del modelo optimizado

Las Figs. 8 a la 11, muestran el gráfico de convergencia de la cada uno de los elementos que conforman el modelo optimizado mientras que la tabla 2. indica los resultados del análisis de convergencia realizada a cada elemento que compone el fijador externo.

Tabla 2 Resumen comparativo de los resultados obtenidos de acuerdo al peso del modelo de referencia y modelo optimizado.

Pieza	**Cant.**	**MODELO DE REFERENCIA**		**MODELO OPTIMIZADO**	
		Peso unitario (g)	**Peso total (g)**	**Peso unitario (g)**	**Peso total (g)**
Pieza A	4	90.9	363,6	51,2	204,8
Pieza B	4	70.8	283,2	41,5	166
Pieza C	4	71.7	286,8	64	256
Eje Princ.	1	203	203	132	132
		Peso total	1.312,2	Peso total	934,4

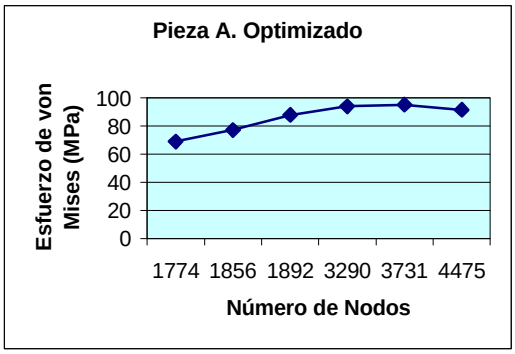


Fig. 8 Gráfico de convergencia para la pieza A optimizada

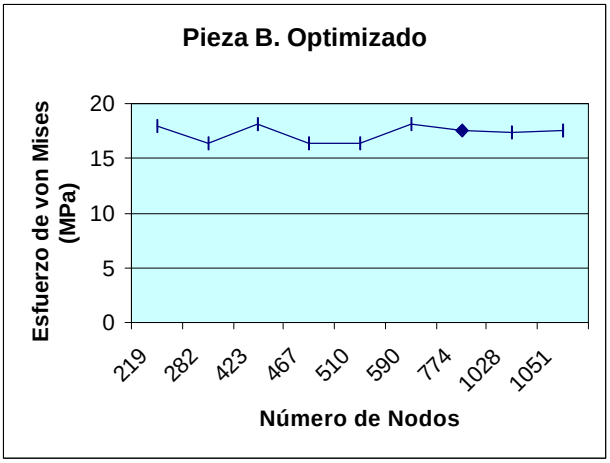


Fig. 9 Gráfico de convergencia para la Pieza B optimizada

Conclusiones y recomendaciones

Una vez obtenido el modelo de referencia en AutoCad, se procedió a exportar los datos hasta Visual Nastran, generándose un modelo en tres dimensiones de piezas independientes. A dicho modelo se le asignaron las condiciones de contorno haciendo un análisis muy cercano a lo que pudiera ocurrir en la realidad.

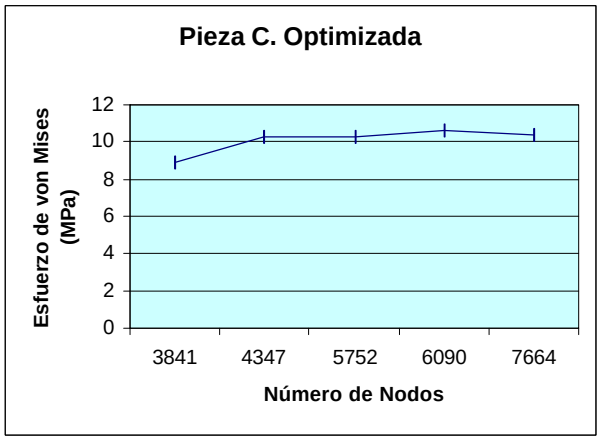


Fig. 10 Gráfico de convergencia para la pieza c optimizada

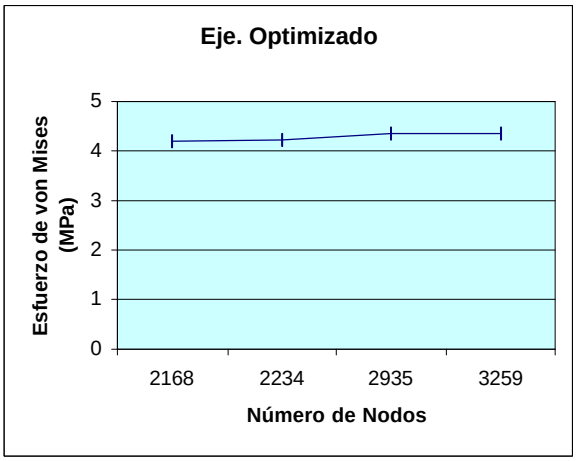


Fig. 11 Gráfico de convergencia para el eje principal optimizado

Al realizar los primeros análisis estáticos aplicando el método de elementos finitos y obtenidas las primeras corridas del programa, se determinó que la carga de frenado entre la pieza C y el eje principal debía ser por lo menos de 300 N, ya que con la carga de 224 N establecida inicialmente las cargas se desplazaban de la posición asignada. La realización de los análisis fue en base a la suposición de aplicar de una carga estática de 800 N al fijador externo de referencia, el cual está compuesto por módulos de tres piezas (Pieza A, B y C) y un eje principal quien servirá de conductor de carga. A partir de dichos análisis, se procedió a optimizar el modelo de referencia, distribuyendo mejor los esfuerzos y minimizando el peso del aparato.

Al evaluar la condición de falla del modelo de referencia sometido a carga estática, se obtuvo los siguientes resultados:

El Clavo de Schanz proporcionó un factor de seguridad de 1,09. Esto indica que no es recomendable la utilización de dos clavos para soportar un peso de 800 N.

La Pieza A, resultó que bajo las condiciones de carga establecidas trabaja con un factor de seguridad de 2,51. Al optimizarla dicho factor se incrementó en un 12,35% (2,81) y el peso se redujo un 43,67%.

La Pieza B proporcionó un factor de seguridad de 39,44. En virtud de su elevado valor se procedió a reducirla un 61,03%, quedando en 15,37, disminuyendo las dimensiones. Además el peso se redujo 41,38%.

La Pieza C, proporcionó un factor de seguridad de 1,57. Luego de la optimización, este aumentó un 66,24% (2,61). El peso de la pieza se redujo un 10,74%.

Para el Eje principal, se obtuvo el factor de seguridad más elevado (10.037,31). Indudablemente, por la condición de criticidad, y en virtud del análisis realizado sometido a consideraciones extremas, este se procedió a reducir hasta obtener un valor de 61,98 (se redujo un 99,38%).

Se verificó que el peso del fijador optimizado fuese menor a 3,5 kg, (ver tabla 2), tal como se indicó en las especificaciones del sistema a diseñar (73,3% por debajo).

Las modificaciones al modelo de referencia se basan específicamente en una mejor distribución de los esfuerzos eliminando de material y aumentando áreas en cada uno de los elementos del fijador. Además, se procedió a redondear todas las aristas de los módulos con la intención de evitar cortaduras al momento de su manipulación. En el capítulo V pueden observarse mejor estos detalles.

Al obtener la solución definitiva, el factor de seguridad de los módulos soportando una carga de 400 N es de 2,61, proporcionado por la Pieza C.

Se considera adecuado para la fabricación del fijador externo el acero inoxidable 304, ya que en todos los ensayos la resistencia de fluencia del mismo resultó, por lo menos, dos veces superior al esfuerzo máximo de Von Mises.

Realizar análisis a carga estática considerando cargas de impacto, debido a que los esfuerzos de Von Mises se elevarían de manera exponencial directamente proporcional a la altura de impacto. Estudios previos determinaron que el factor de impacto para una caída de 16 cm es de 3,81.

Se recomienda diseñar en función de unificar el factor de seguridad de todo el conjunto del fijador externo.

Establecer el proceso de fabricación y construir el modelo y realizar un estudio ergonómico a fin de garantizar la comodidad del médico que va a realizar la instalación del fijador externo, lo cual conduciría a evitar errores a la hora de realizar el proceso de fijación.

Referencias

Pérez-Canto J, médico especialista en traumatología. Hospital Universitario Dr. Angel Larralde, 2002, entrevista. personal.

Gámez B, 2003, Análisis y simulación de una prótesis de dedo pulgar, Universidad de Carabobo. Venezuela.

Guillen P, 2000, Diseño y construcción de un tutor para fémur, Universidad de Carabobo. Venezuela.

Montilla G, 1997, Avances recientes en bioingeniería, Universidad Central de Venezuela. Sociedad Venezolana de Métodos Numéricos en Ingeniería, Caracas, Venezuela.

Mott R, 1992, Diseño en elementos de máquinas, Segunda Edición, Prentice Hall Hispanoamericana, México.

San Antonio T, 2002, Análisis, simulación y caracterización tridimensional de prótesis de rodilla, Universidad de Carabobo, Venezuela.

Zienkienicz O, 1994, El método de los elementos finitos, formulación básica y problemas lineales, Volumen 1, 4ta Edición, Mc Graw Hill Interamericana, España.