

## Análisis y simulación de una prótesis de dedo pulgar

**Gámez\*, Briceida y Ojeda, David**

Coordinación de Bioingeniería. Departamento de Diseño Mecánico y Automatización.  
Escuela de Ingeniería Mecánica, Universidad de Carabobo.  
Valencia, Venezuela  
[\\*bgamez@uc.edu.ve](mailto:*bgamez@uc.edu.ve)

### Resumen

El presente trabajo se fundamenta en el análisis y simulación mediante el Método de Elementos Finitos (MEF), d diseño propuesto de prótesis de dedo pulgar, con la ayuda del programa Visual Nastran 4D. Este análisis es con c estática y se realiza considerando un modelo de referencia previamente diseñado y construido de 1 N de cumpliendo con la especificación del sistema a diseñar y las recomendaciones de Otto Bock. Por otro lado consideraron los antecedentes y avances más recientes que se conocen en torno al tema. Las condicione contorno se basaron en aplicar la carga de 100 N para la posición más crítica del dedo pulgar según sus movimie posibles y recomendaciones de la prótesis diseñada por Otto Bock. Con los datos anteriores se calculó el esfuerzc métodos tradicionales con el objetivo de comparar el resultado obtenido a partir del MEF y validar el procedimi empleado. Se realizaron los análisis estáticos para cada elemento y finalmente se procedió a optimizar el model referencia obteniendo como resultado una disminución del esfuerzo de von Mises del dispositivo en un 11%. El fa de seguridad obtenido para la prótesis propuesta fue de 18.8.

**Palabras Claves:** Simulación, prótesis, elementos finitos, dedo pulgar.

### Thumb prosthesis. Analysis and simulation

### Abstract

Present work is based on the analysis and simulation applying the Finite Element Method (FEM) and Visual Nas 4D software to a proposed design of thumb prosthesis. The analysis is made for static load considering a 1 N we reference model previously designed and constructed to fulfill the design system specifications and the Otto I recommendations The simulation considered the antecedents and more recent advances in the file. Con conditions were obtained applying a 100 N load to the most critical thumb position according to their pos movements and having in mind the Otto Bock designed prosthesis recommendations. In order to compare the obtained results and to validate the procedure the model stresses by traditional methods using the obtained were calculated. The static analysis made to each element in order to optimize the device reference model show 11 % reduction in the von Mises stress. The safety factor obtained for the propose prosthesis was 18.8.

**Key words:** Simulation, prosthesis, FEM, thumb.

Recibido: 16-06-05 Revisado: 24-05-07

### 1. Introducción

Uno de los proyectos que se ha planteado la Coordinación de la Línea de Investigación de Bioingeniería de la Esc de Ingeniería Mecánica es el desarrollo de una mano biónica. Para ello se ha propuesto dividir dicha investigació análisis mecánico del comportamiento de una prótesis de dedo pulgar es de vital importancia porque deja sent las bases para continuar el propósito establecido por la Universidad de Carabobo. En la actualidad existen trabajo investigación relacionados con prótesis de mano, sin embargo las existentes presentan ciertas limitaci establecidas por los fabricantes. En Venezuela no es muy común el uso de prótesis debido a los altos costos representan, en su totalidad son importadas y aunque en el país algunos investigadores de la Universidad Centra Venezuela y de la Universidad de Los Andes, trabajan alrededor de la idea de producirlas, todavía es usual obse a las personas amputadas sin usar sustituto. De acuerdo a lo anteriormente descrito, el principal objetivo de trabajo es analizar y simular una prótesis de un dedo pulgar haciendo uso de un programa de análisis de eleme finitos con la intención de obtener un diseño óptimo.

### 2. Planteamiento del problema

Las manos son las partes del cuerpo más especializadas, ya que permiten al ser humano tomar y mover objetos como detectar su textura y temperatura, sin olvidar la sensibilidad, la movilidad y la fuerza (Fremap, 2005).

A pesar de su importancia, muchas personas no poseen este elemental miembro, ya que se le ha amputado motivo de algún accidente u otras causas. Para tales casos, se han creados dispositivos denominados prótesis, que bien no sustituyen en su totalidad las funciones elementales de las manos al menos proporcionan un medio para mejor desenvolvimiento de los seres humanos que carecen de este miembro. Este es el caso de las prótesis cosméticas de las cuales se consiguen muchos modelos en el mercado pero solo sustituyen la mano sin ejercer ningún movimiento.

La prótesis ideal debe cumplir con dos fines primordiales: Sustituir parcialmente la carencia de una extremidad importante como la mano y poseer la capacidad de tomar y dejar objetos conforme el movimiento de los dedos, es decir, cumplir con la función específica de la mano.

La línea de investigación de bioingeniería adscrita al Departamento de Diseño Mecánico y Automatización interesada en incursionar en este campo dividiendo la búsqueda en varias etapas, iniciando con el dedo pulgar que, el mismo tiene un comportamiento diferente al resto de los dedos que serán estudiados posteriormente, forma de lograr el diseño y construcción de una prótesis de mano, que permita satisfacer la necesidad anteriormente planteada.

### 3. Objetivos

- Generar un modelo en tres dimensiones con un programa de dibujo.
- Fijar condiciones de contorno.
- Realizar análisis estáticos por el método de elementos finitos.
- Optimizar el modelo.
- Validar los resultados empleando métodos tradicionales.

### 4. Especificaciones del sistema

Para establecer el diseño de la prótesis de dedo pulgar es necesario especificar las características esperadas del modelo y las limitaciones bajo de las cuales debe operar el modelo, resumidas como sigue:

Las dimensiones del modelo deben aproximarse a las de un dedo pulgar real.

El peso del conjunto debe ser menor a 100 gramos.

El diseño debe desarrollarse en función de los movimientos del dedo pulgar.

El análisis de elementos finitos se debe realizar en las posiciones fundamentales del dedo y bajo la acción de cargas críticas que pueda resistir el mismo.

El material de fabricación debe ser liviano, fácil de maquinar, y debe estar disponible en el mercado nacional.

El modelo debe diseñarse en función de la posibilidad de ensamblarse en el futuro con un modelo de prótesis de mano.

### 5. Selección del modelo inicial

El modelo inicial se realizó considerando las condiciones anatómicas y biomecánicas del dedo pulgar. El modelo consta de tres piezas, que simulan el primer metacarpiano ( $M_1$ ), la primera falange ( $F_1$ ) y la segunda falange como se indica en la Fig. 1-d, articuladas por medio de pasadores. La geometría de dichas piezas permite que ejecuten sin interferencia y sin sobrepasar los límites, los movimientos de flexión y extensión respetando la amplitud que permiten los ligamentos, sin necesidad de colocar elementos adicionales que controlen dichos movimientos.

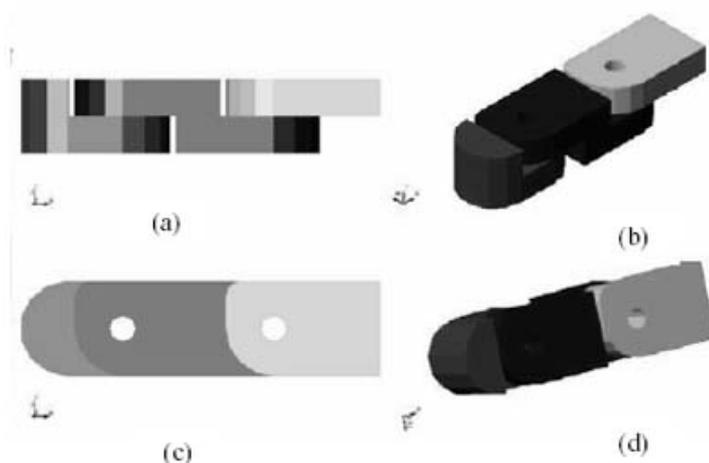


Fig. 1. Modelo Inicial de la prótesis de dedo pulgar (a) vista frontal, (b) vista isométrica, (c) vista superior, (d) vista de simulación.

### 6. Dimensionamiento del modelo inicial

Para establecer las dimensiones del modelo inicial, fue necesario realizar mediciones asociadas al dedo pulga personas de diversas estaturas y sexo, a manera de fijar un promedio y proponer dimensiones similares a las d dedo pulgar real. De acuerdo a lo anterior se establecieron las siguientes dimensiones:

### 7. Determinación de cargas y condiciones de contorno

Para realizar el análisis de carga estática en el modelo inicial de la prótesis de dedo pulgar, se seleccionaron movimientos: pinzas pulgar-digitales con el dedo índice y presión con los otros cuatro dedos; ya que los mis representan el carácter funcional de la mano en relación a la sujeción de objetos. De cada uno de los movimientc tomaron dos enfoques diferentes, para determinar, una vez realizado el análisis, la condición crítica para movimiento. Posterior a cada análisis del modelo completo se realiza el estudio para las piezas por separado de condiciones críticas.

La fuerza aplicada (F), se refiere a la carga máxima de flexión de una prótesis de mano sensor de Otto Bock la corresponde a un valor de 100 N. En los análisis estáticos que se realizan se supone al dedo completo como elemento con base empotrada, refiriendo tal condición de extremo a la fijación del hueso y extremo libre, dado p zona donde se aplica la carga.

Los análisis se realizan considerando el dedo completo como un cuerpo totalmente rígido, condición que se pres en la realidad al momento de apretar el objeto, y para cada falange se aplica el mismo principio. Además se tom cuenta en la primera falange, el momento flector "M" producido por la carga "F" en la segunda falange y en el pr metacarpiano el momento flector  $M_1$ , dado por el torque anterior adicionado a la flexión de la primera falange.

Tabla 1 Dimensiones asociadas a las falanges.

Falange	Lt (mm)	Le (mm)	b (mm)	h (mm)
$M_1$	30,71	21,21	7,5	19
$F_1$	48,9	29,9	7,5	19
$F_2$	30	11	7,5	19

$M_1$ : Primer metacarpiano.      Le: Longitud entre ejes.  
 $F_1$ : Primera falange              b: ancho de falange.  
 $F_2$ : Segunda falange            h: espesor de la falange  
 Lt: Longitud total de la falan-  
 ge

### 8. Análisis de carga estática del modelo inicial

A continuación se muestran los resultados del análisis de carga estática realizado al modelo inicial. Los análisis realizan en las posiciones descritas en el capítulo anterior estableciendo comparaciones entre las posturas simila de forma de determinar la condición crítica.

Para cada análisis se tabulan los resultados según la carga aplicada y la ubicación de la restricción, así como tam el esfuerzo máximo de Von Mises obtenido, por otra parte se muestra la distribución de los esfuerzos en todo: casos. Cabe destacar que en la escala de colores, la cual representa la distribución de esfuerzo de Von Mises, el c rojo denota el valor máximo y el color azul indica el valor mínimo.

En las Figs, 2 y 3, se muestra la distribución de esfuerzos de Von Mises para ambas condiciones de p pulgardigital del pulgar con el dedo índice, en ellas se evidencia como los máximos esfuerzos se concentran e zona donde se aplica la carga puntual, así como en las regiones donde se presentan cambios de sección en la piez

Por otra parte se verifica que la posición N° 2 es más crítica, ya que el esfuerzo máximo de Von Mises es 3 mayor que en la posición N° 1, esto se debe a que los músculos están aplicando un mayor esfuerzo cuand encuentra en posición de flexión que cuando está en extensión completa, en la tabla IV.1. es posible comprobar en el caso más crítico el esfuerzo máximo es diez y seis veces menor al esfuerzo de fluencia del mat seleccionador.

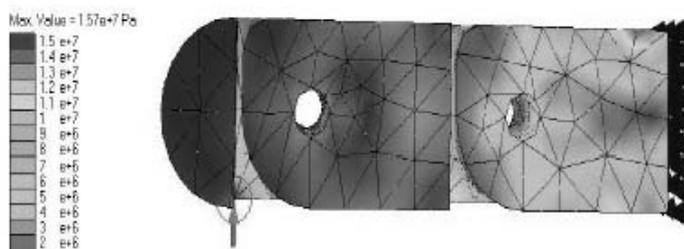




Fig. 2 Distribución de esfuerzos de Von Mises para la posición pinza pulgar digital con el dedo índice.

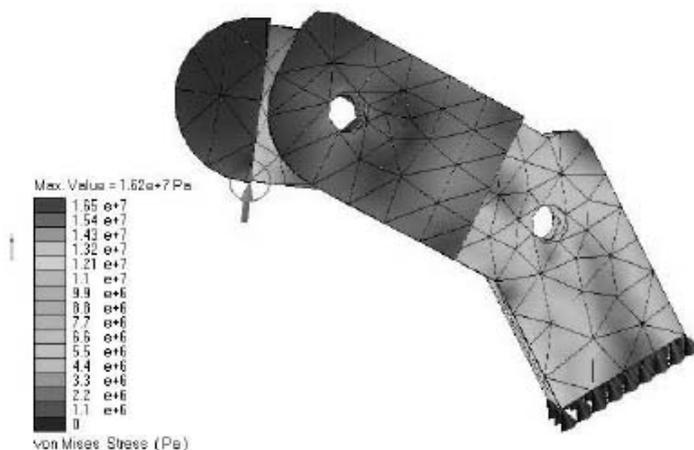


Fig.3. Distribución de esfuerzos de Von Mises para la posición pinza pulgar digital con el dedo índice.

### 9. Solución definitiva

El modelo definitivo de la prótesis de dedo pulgar se realizó en razón de los análisis a carga estática descritos en el capítulo anterior, además de todas las consideraciones previas.

Esencialmente el modelo consta de tres piezas, que simulan el primer metacarpiano ( $M_1$ ), la primera falange ( $F_1$ ) y la segunda falange ( $F_2$ ), como se indica en la Fig. 1- d, articuladas por medio de pasadores. Por otra parte, en función de optimizar el modelo, se realizaron las siguientes modificaciones:

Se redondearon las superficies de cada una de las piezas a manera de disminuir los esfuerzos de Von Mises que presentaban específicamente en los cambios de sección.

Se modificó la geometría del elemento correspondiente al primer metacarpiano, como se observa en la Fig. 1- e, debido a que la misma presentó esfuerzos de Von Mises superiores al resto de las piezas.

Se modificó la geometría del elemento correspondiente al primer metacarpiano, debido a que la misma presentó esfuerzos de Von Mises superiores al resto de las piezas.

En relación al pasador no fue necesario establecer modificaciones ya que los agujeros de cada una de las piezas se modificaron.

Con respecto al material no se estableció cambio alguno, ya que al realizar el análisis a carga estática en todas las piezas, los resultados obtenidos del esfuerzo de Von Mises, no superaron la resistencia de fluencia del material. Sin embargo, se presenta la opción de utilizar materiales no metálicos, cuya resistencia a la fluencia sea similar a la del Aluminio 2011 T6.

Es posible realizar pruebas con biomateriales recomendados por grupos de investigación multidisciplinarios. Para el diseño de prótesis están orientados a materiales metálicos y al uso de acrílicos, a estos últimos es necesario realizar una revisión de sus propiedades mecánicas y compararlas con las del material seleccionado.

Cabe destacar que se hicieron pruebas con varias configuraciones para obtener la presente solución. En la Fig. 1- f, se muestran las vistas del conjunto armado de la solución definitiva.



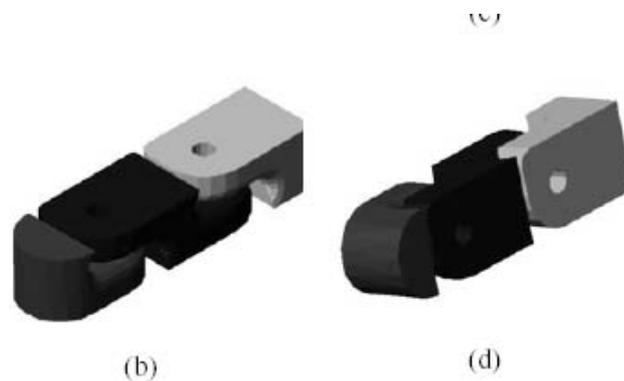


Fig. 4. Solución definitiva de la prótesis de dedo pulgar (a) vista frontal, (b) vista superior, (c) isometría, (d) vista de simulación

## 10. Análisis de carga estática de la solución definitiva

Para realizar el análisis de carga estática se practicó el procedimiento descrito en el capítulo anterior, aplicado a al conjunto del dispositivo final para la posición de presión crítica. En la Fig. 5. se muestra la distribución esfuerzos de Von Mises de la solución definitiva.

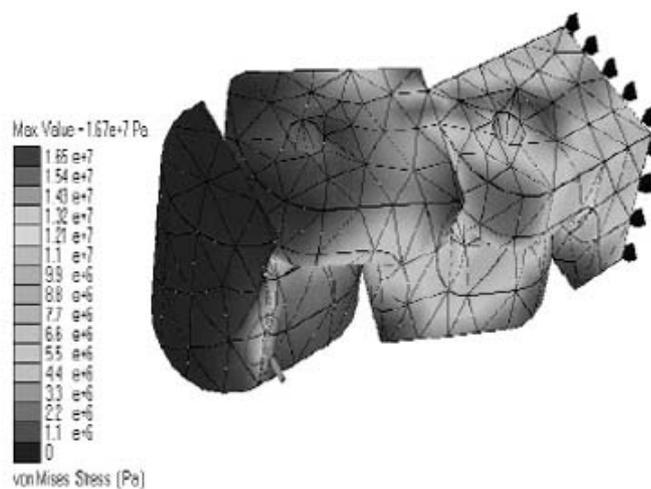


Fig.5. Distribución de esfuerzos de von Mises. Solución definitiva.

En la Fig. 5 es se observa un valor máximo de esfuerzo de Von Mises de  $1,67 \times 10^7$  Pa. Si se compara este resul con el obtenido en el en la posición crítica de presión (posición N° 4), que corresponde a  $1,61 \times 10^7$  evidentemente es mayor, sin embargo, es necesario acotar que esto se debe a que al evaluar la pieza com elemento rígido en el ambiente del programa de análisis de elementos finitos, éste la considera como un solo cu y exactamente en el punto donde ocurre el esfuerzo máximo concibe que existe un cambio de sección en la pieza acuerdo a lo anterior y revisando la pieza en todas sus direcciones en el programa se puede concluir que el má esfuerzo en esta pieza es de  $1,43 \times 10^7$  Pa. De esta forma se logra reducir en un 11% el esfuerzo de Von Mises respecto al del modelo inicial.

Por otra parte es posible comprobar que el esfuerzo máximo no supera al esfuerzo de fluencia del mat seleccionado.

Dado lo anterior el factor de seguridad de la solución definitiva será:  $N = 18,8$ , valor que garantiza que sometida a carga estática el dispositivo no fallará.

## 11. Conclusiones

La realización de los análisis fue hecha en base a los movimientos relevantes del dedo pulgar, tal como la prensión de objetos pequeños (pinzas pulgardigitales), los cuales han sido poco incluidos en el diseño de prótesis de mano conocidas

Al evaluar la condición de falla de la pieza sometida a carga estática resultó muy elevado el factor de seguridad embargo; estéticamente es un diseño similar a la configuración real que presenta el dedo pulgar. Por otra parte justifica el hecho de haber realizado el análisis para este tipo de carga.

Se verificó que el peso de la prótesis fuese menor a 0,1 kg, tal como se indicó en las especificaciones del sistema diseñado y en los antecedentes de esta investigación.

Las modificaciones al modelo inicial se basan específicamente en el redondeo de las superficies, como se hizo anteriormente, debido a que en estas zonas existían concentraciones de esfuerzos significativas. La única pieza que sufrió reforma en su geometría fue el elemento correspondiente al primer metacarpiano, ya que resultó ser la más esforzada.

Dado que las modificaciones realizadas al modelo se basaron específicamente en el redondeo de la misma, su geometría varía muy poco, por tanto no fue necesario realizar el análisis de convergencia.

Al obtener la solución definitiva a partir del modelo inicial el esfuerzo máximo de Von Mises disminuyó en 11%.

Se considera adecuado para la fabricación del mecanismo de la prótesis el aluminio AISI 2011 T6, ya que en los ensayos la resistencia de fluencia del mismo resultó alrededor de quince veces superior al esfuerzo máximo de Von Mises.

Llevar a cabo análisis a carga estática considerando biomateriales recomendados para prótesis, tales como el acero [www.ciencia-hoy.retina.ar]

Realizar análisis a fatiga, del modelo optimizado a fin de verificar su condición de falla en dicho estado de esfuerzo.

Establecer el proceso de fabricación y construir el modelo.

En base a esta investigación es posible trabajar con el resto de los dedos, ya que su configuración es similar a la del dedo pulgar y ellos realizan solo movimientos de flexión y extensión, además se recomienda realizar el análisis considerando el movimiento de flexión, extensión e hiper-extensión con los cuales el dedo pulgar ejecuta muchas de sus acciones.

## Referencias

1. FREMAP, Accidentes de Trabajo en [www.fremap.es](http://www.fremap.es).
2. Gullen B y Pedro A, 2000, Diseño y construcción de un tutor para Fémur, Universidad de Carabobo, Venezuela.
3. Montilla G, 1997, Avances recientes en bioingeniería Universidad Central de Venezuela, Sociedad Venezolana de Métodos Numéricos en Ingeniería, Caracas, Venezuela.
4. Mott R, 1992, Diseño en Elementos de Máquinas, Segunda Edición, Prentice Hall Hispanoamericana, México.
5. San Antonio T, 2002, Análisis, simulación y caracterización tridimensional de prótesis de rodilla, Universidad de Carabobo, Venezuela.
6. Zienkiewicz O, 2000, El Método de los elementos finitos, formulación básica y problemas lineales, Vol. 1, Edición, Mc Graw Hill Interamericana, España.