

## **Análisis de Elemento Finito del Compuesto Quitosano/Hidroxiapatita (CTS/HA) para su Posible uso en la Fabricación de Prótesis Interna de Rodilla**

*Finite Element Analysis of the Chitosan/Hydroxyapatite Compound (CTS/HA) for its Possible use in the Manufacture of Internal Knee Prosthesis*  
Investigación

M.C. Carlos Alberto González-Flores, Dr. Francisco Javier Villalobos-Piña, Dr. Carlos Sánchez-López,  
Dr. Octavio Hernández-Castorena

TecNM/Instituto Tecnológico de Aguascalientes, Doctorado en Ciencias de la Ingeniería, Av. Adolfo López Mateos No. 1801 Ote., Fracc. Bona Gens, Aguascalientes, Ags., México, C.P 20256, Tel. 014499105002, ext. 176.  
Email: csanchez@mail.ita.mx

### **Resumen**

El propósito de esta investigación fue la evaluación mediante el uso del método del elemento finito del compuesto Quitosano e Hidroxiapatita en relación 30-70 (CTS/HA) como propuesta para la fabricación de prótesis total de rodilla. Su desempeño se comparó contra el titanio con solución tratada y envejecida (Ti6Al4V), que actualmente se utiliza para elaborar el tipo de prótesis citado. Los resultados se contrastan con las propiedades mecánicas del fémur y de la tibia humana, reportados en la literatura correspondiente. El estudio se complementó con un análisis estadístico tomando como variable independiente el *peso* de una persona adulta y como variable dependiente el *esfuerzo* mecánico inducido en la prótesis, la relación entre las variables se analizó mediante regresión lineal. Las prótesis de rodilla a base de Ti6Al4V soportan mayor carga y tienen mayor índice de seguridad, sin embargo, al contrastar los resultados obtenidos a través del análisis mediante elemento finito con las propiedades mecánicas del hueso humano se concluye que el compuesto CTS/HA propuesto posee características mecánicas adecuadas para su uso en la fabricación de prótesis total de rodilla.

**Palabras clave:** CTS/HA, FEA, esfuerzo mecánico, material compuesto, prótesis de rodilla,

### **Abstract**

The purpose of this investigation was the evaluation by means of the use of the finite element method of the compound Chitosan and Hydroxyapatite in relation to 30-70 (CTS/HA) as a proposal for the manufacture of total knee prosthesis. Its performance was compared against titanium with treated and aged solution (Ti6Al4V), which is currently used to elaborate the type of prosthesis cited. The results are contrasted with the mechanical properties of femur and human tibia, reported in the corresponding literature. The study was complemented with a statistical analysis taking as an

independent variable the *weight* of an adult person and as a dependent variable the mechanical *effort* induced in the prosthesis, the relationship between the variables was analyzed by linear regression. The knee prostheses based on Ti6Al4V support higher load and have higher safety index, however, when contrasting the results obtained through finite element analysis with the mechanical properties of human bone it is concluded that the proposed CTS/HA compound possesses mechanical characteristics suitable for use in the manufacture of total knee prosthesis.

**Keywords:** CTS/HA, FEA, mechanical effort, composite material, knee prosthesis.

### **Introducción**

La rodilla es la articulación más grande del esqueleto humano. Su mecánica articular ha de poseer una gran estabilidad en extensión completa para soportar el peso corporal sobre un área relativamente pequeña [1]. El modelado computacional de la rodilla proporciona una manera de comprender mejor la interacción entre los constituyentes del tejido duro y blando de la rodilla; durante la función normal y patológica, se observan áreas de oportunidad en la no linealidad en los materiales que la conforman [2][3]. A través del análisis y estudio de la marcha humana normal, se destaca el logro de un control preciso de la posición durante la flexión de la rodilla, que le confiere un desarrollo del proceso de marcha con la prótesis muy similar a la marcha normal [4][5]. Así mismo, se ha desarrollado investigación sobre la seguridad y la estabilidad biomecánica de un Polimetilmetacrilato (PMMA), se concluyó que el aumento de PMMA con tornillo pedicular canulado inyectable con cemento (CICPS) puede ser un método potencialmente útil para aumentar la estabilidad de prótesis para pacientes con osteoporosis [6].

Los materiales más utilizados en la actualidad para la sustitución de huesos son a base de titanio en

solución tratada y envejecida (Ti6Al4V) a base de la fusión por haz de electrones [7].

Por otro lado, el Quitosano exhibe un conjunto único de propiedades fisicoquímicas y características biológicas, tales como biocompatibilidad, biodegradabilidad, actividad antimicrobiana, no toxicidad fisiológica inerte, hidrofilia, notable afinidad a las proteínas y alta resistencia mecánica [7].

La Hidroxiapatita por su alto nivel de biocompatibilidad, es comúnmente elegida para la fabricación de materiales biocerámicos densos y porosos [8] [9].

Tanto el Quitosano como la Hidroxiapatita están entre los mejores biomateriales bioactivos en la ingeniería para su aplicación en tejido óseo y también reconocido por su excelente biocompatibilidad con el cuerpo humano [10]. El compuesto CTS/HA en relación 47-53 se ha utilizado en la obtención de películas que fueron sometidas a pruebas de tensión, cuyo módulo de Young fue de 17.3 GPa, y resistencia a la tensión de 222MPa, concluyendo que son valores muy cercanos a los del hueso humano [11]. Compuestos de CTS/HA fueron preparados en diversas proporciones obteniendo los mejores resultados de resistencia mecánica en la combinación 70/30, con resistencia a la compresión de 122MPa, concluyendo que el compuesto es apropiado para ser utilizado como material para la ingeniería de tejidos óseos [12]. Se ha evaluado el desempeño de recubrimientos de CTS/HA sobre polietileno, la resistencia a la abrasión se obtuvo con base en la norma ASTM D5179, con una magnitud aproximada a los 0.15MPa, concluyeron que es necesario encontrar la combinación adecuada para incrementar el desempeño mecánico y tribológico como recubrimiento en materiales empleados en prótesis [13].

En complemento, el método de elemento finito (FEM, por sus siglas en inglés) es una técnica de solución de los problemas de valores límite; El análisis de elementos finitos (FEA, por sus siglas en inglés) es considerado la aplicación práctica del FEM [14] [15]. El modelado computacional con FEA, facilita la evaluación y el análisis del comportamiento de diversos elementos sometidos a variadas cargas; Facilita la validación del modelo en estudio y propicia la comprensión firme de los efectos de las cargas en las estructuras analizadas [16][17][18][19][20][21].

Durante las últimas décadas, el FEM ha surgido para extenderse a diversos análisis; las simulaciones se realizan principalmente para investigar la presión de contacto y su distribución [14] [22]. En la prótesis total de rodilla favorece el análisis utilizando diferentes materiales con los que podría ser elaborada, en función

de las principales posiciones de la puesta en marcha de una persona.

### Fundamentos teóricos

Aún y cuando el hueso humano se comporta como un material anisotrópico, no lineal, en diversos estudios biomecánicos del hueso lo consideran como isotrópico, elástico y lineal, ya que su comportamiento se aproxima razonablemente a la realidad [15][17][18][19][20][22]. Aceptando dicha simplificación, el comportamiento del hueso puede determinarse aplicando la Ley de Hooke. Adicionalmente, los materiales de estudio, el Ti6Al4V y el compuesto CTS/HA, en condiciones de carga estática se comportan como materiales elásticos, lineales.

Ley de Hooke

$$\sigma = E * \varepsilon \quad (1)$$

$\sigma =$  Esfuerzo [Mpa].

$\varepsilon =$  Deformación unitaria.

$E =$  Módulo de elasticidad [Mpa].

En lo concerniente al funcionamiento de la prótesis total de rodilla, ésta normalmente se somete a cargas combinadas, en cuyo caso es aplicable el criterio de Von-Mises:

$$(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2 = 2K^2 \quad (2)$$

$\sigma_1 = \sigma_2 = \sigma_3 =$  Esfuerzos principales.

$K =$  Límite elástico

Por consiguiente, el modelo de prótesis total de rodilla se estudia en condiciones de carga estática, en las posiciones básicas de la puesta en marcha de una persona adulta, soportando su propio peso como carga de trabajo. El estudio se considera elástico, lineal, isotrópico. Los resultados se analizan aplicando el criterio de Von-Mises en N/m<sup>2</sup>.

### Materiales y métodos

Para la elaboración del modelo de la prótesis total se utilizó el programa de cómputo SOLIDWORKS, la geometría y las dimensiones de los componentes de la prótesis total se establecieron en función de prótesis comerciales. Se elaboran los modelos equivalentes al fémur, el menisco y la tibia (Figuras 1, 2 y 3). En el

ensamble de los componentes (Figura 4) se establecieron entre ellos relaciones de contacto y restricciones de desplazamiento permitiendo que su movimiento sea similar al de una rodilla humana.

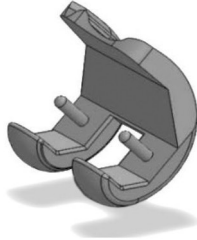


Figura 1. Modelo equivalente al fémur.

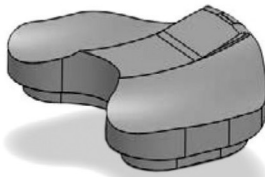


Figura 2. Modelo equivalente al menisco.

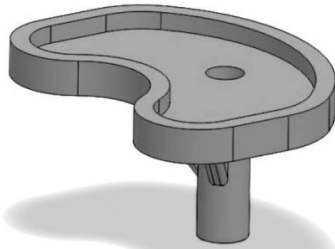


Figura 3. Modelo equivalente a la tibia.

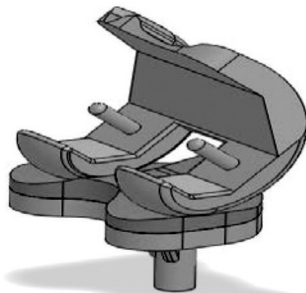


Figura 4. Modelado de prótesis total de rodilla.

Los materiales de estudio en el fémur y en la tibia son el compuesto CTS/HA y el titanio Ti6Al4V, mientras que para el menisco solamente se especifica el uso del Polimetilmetacrilato (PMMA). En la Tabla 1 se

presentan las propiedades mecánicas de cada material utilizadas en el análisis mediante elemento finito.

Adicionalmente, ver Tabla 2, para efectos de contrastación se consideraron las propiedades mecánicas del hueso humano.

Tabla 1 Propiedades mecánicas utilizadas en el análisis de elemento finito.

Material	CTS/HA [23]	Ti6Al4V [7]	PMMA [23]
Resistencia a la tensión (MPa)	222	860	72
Módulo de elasticidad a tensión (MPa)	17300	795	3000

Tabla 2. Propiedades mecánicas del hueso humano.

Referencia	Heiner, A.D. [24]	Keaveny T.M. [25]	Montañes S. [26]
Resistencia a la tensión (MPa)	130	135	150
Módulo de elasticidad a tensión (MPa)	17000	17900	15000

Durante la puesta en marcha de una persona se han identificado tres casos principales de la orientación relativa entre el fémur y la tibia, presentados en las Figuras 5 y 6. Estos casos fueron estudiados relacionándolos con la dirección de la carga de trabajo (Peso de la persona) que se trasmite desde el fémur hacia la tibia.

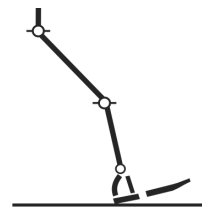


Figura 5. Fase de apoyo, sub fase de carga [1]

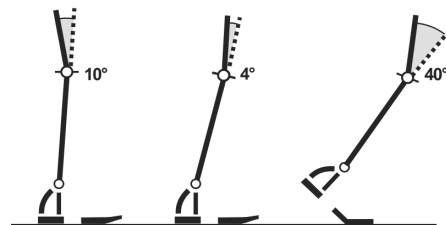


Figura 6. Apoyo medio y despegue del pie [1]

Para llevar a cabo el estudio se consideró que la rodilla pertenecería a una persona adulta cuya masa se hizo variar de 50 hasta 110 kg, ver la Tabla 3, con este dato se está considerando la carga o fuerza que se aplicaría en la prótesis para el análisis mediante elemento finito, tomando en cuenta las posiciones de la puesta en marcha de una persona.

**Tabla 3.** Carga de trabajo aplicada en el modelo de la prótesis de rodilla

Masa (Kg)	Peso (N)
50	490
53	520
55	539
58	575
60	588
62	608
65	637
68	667
70	686
72	706
75	735
78	765
80	784
85	833
88	863
90	882
95	931
100	980
105	1029
110	1078

Una vez seleccionadas las cargas de trabajo se realizaron los análisis estáticos obteniendo los esfuerzos para los materiales de Ti6Al4V y el compuesto CTS/HA.

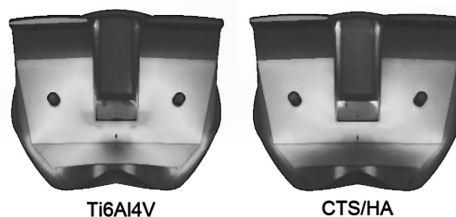
En lo concerniente al análisis estadístico, el estudio de la prótesis total de rodilla se consideró de enfoque cuantitativo el cual tiene el propósito de evaluar mediante un análisis descriptivo y bajo la técnica de regresión la relación de la variable independiente identificada como *Peso* con la variable dependiente *Esfuerzo*, con una muestra conglomerada de 20 unidades las cuales están operacionalizadas con su valor directo obtenido de una métrica descriptiva a partir de los datos generados en el análisis de elemento finito.

Para la recolección de datos se aplicó la técnica de regresión con apoyo del software SPSS versión 21 bajo la técnica de transversalidad, por ser única vez

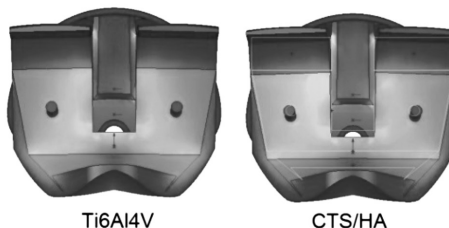
la obtención de datos en donde se realizó el análisis de correlación con la técnica de Pearson a través de un comparativo de muestras con el material Ti6Al4V contra el compuesto CTS/HA.

### Resultados y discusión

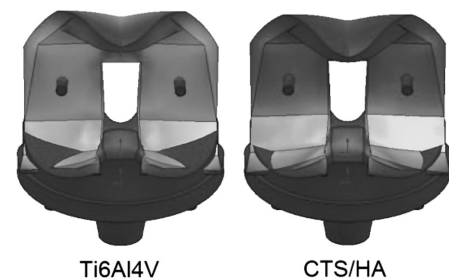
En las Figuras 7, 8 y 9, se presentan los esfuerzos correspondientes a cada posición de la puesta en marcha y para cada uno de los materiales de estudio. En ellas se puede observar que la distribución de los esfuerzos es muy similar sin importar el material de la prótesis, sin embargo, la diferencia principal radica en la magnitud de los esfuerzos correspondientes.



**Figura 7.** Distribución de esfuerzos en la posición 1; a) Ti6Al4V, b) CTS/HA.



**Figura 8.** Distribución de esfuerzos en la posición 2; a) Ti6Al4V, b) CTS/HA.



**Figura 9.** Distribución de esfuerzos en la posición 3; a) Ti6Al4V, b) CTS/HA.

En lo concerniente al análisis estadístico se obtuvieron las correlaciones entre el *peso* y el *esfuerzo* para cada uno de los materiales de estudio. Los resultados de la Tabla 4 indican que la correlación entre el *esfuerzo* con el *peso* tienen una incidencia del 99.7% que para las leyes de la física y la mecánica, es un valor esperado lo que indica que las pruebas son consideradas confiables para el uso de este tipo de materiales [15]

[16]. Respecto a la propuesta del uso del compuesto CTS/HA, los resultados de la Tabla 5 revelan que la correlación entre el esfuerzo con el peso tienen una incidencia del 100% lo cual permite considerar que las pruebas son confiables ratificando la factibilidad del uso del material en estudio [16][16].

**Tabla 4.** Correlación entre el *esfuerzo* y el *peso* en el Ti6Al4V.

		Esfuerzo Mínimo	Masa	Peso
Correlación de Pearson	Esfuerzo Mínimo	1.000	0.997	0.997
	Peso	0.997	1.000	1.000
Sig. (unilateral)	Esfuerzo Mínimo	.	0.000	0.000
	Peso	0.000	0.000	.
N	Esfuerzo Mínimo	20	20	20
	Peso	20	20	20

La magnitud del *esfuerzo* varía conforme a las etapas de la puesta en marcha, Tabla 6, presentándose el esfuerzo máximo en la segunda posición de la puesta en marcha, esto es congruente con la variación del *peso* transmitido encontrándose dentro del rango permisible de la resistencia del compuesto de acuerdo a su resistencia mecánica reportada [23]. Adicionalmente existen zonas de concentración de esfuerzo las cuales se pueden reducir modificando la geometría del modelo incrementando el área de contacto en la cual actúa el *peso* aplicado reduciendo el *esfuerzo* inducido con lo cual se incrementa el potencial de uso del compuesto en estudio [16][18][22].

**Tabla 5.** Correlación entre el *esfuerzo* y el *peso* en el compuesto CTS/HA.

		Esfuerzo máximo	Masa	Peso
Correlación de Pearson	Esfuerzo máximo	1.000	1.000	1.000
	Peso	1.000	1.000	1.000
Sig. (unilateral)	Esfuerzo máximo	.	0.000	0.000
	Peso	0.000	0.000	.
N	Esfuerzo máximo	20	20	20
	Peso	20	20	20

Los resultados obtenidos considerando el compuesto

**Tabla 6.** Esfuerzos Von Mises (N/m<sup>2</sup>).

Posición 1		Posición 2		Posición 3	
Ti6Al4V	CTS/HA	Ti6Al4V	CTS/HA	Ti6Al4V	CTS/HA
1.826e8	1.878e8	2.844e8	2.212e8	1.482e8	1.909e8
1.674e8	1.722e8	2.607e8	2.028e8	1.359e8	1.750e8
1.521e8	1.565e8	2.370e8	1.843e8	1.235e8	1.591e8
1.369e8	1.409e8	2.133e8	1.659e8	1.112e8	1.432e8
1.217e8	1.252e8	1.896e8	1.475e8	9.882e7	1.273e8
1.065e8	1.096e8	1.659e8	1.290e8	8.647e7	1.114e8
9.129e7	9.391e7	1.422e8	1.106e8	7.412e7	9.547e7
7.607e7	7.826e7	1.185e8	9.216e7	6.177e7	7.956e7
6.086e7	6.261e7	9.480e7	7.373e7	4.941e7	6.364e7
4.564e7	4.695e7	7.110e7	5.530e7	3.706e7	4.773e7
3.043e7	3.130e7	4.740e7	3.687e7	2.471e7	3.182e7
1.521e7	1.565e7	2.370e7	1.843e7	1.235e7	1.591e7
9.202e1	2.566e2	1.008e2	1.882e2	1.479e2	3.494e2

CTS/HA como elástico, lineal, isotrópico se consideran permisibles con base en la correlación entre el *peso* y el *esfuerzo* inducido, de manera similar a lo reportado [20].

En el análisis de regresión para las pruebas con el material identificado como Ti6Al4V los resultados obtenidos proporcionan un valor de R<sup>2</sup> ajustada de 99.4 lo que indica una alta relación de la variable *peso* con la variable *esfuerzo* mínimo. Así mismo, el valor de F es de 3343.086 y el valor de Durbin-Watson es de 1.252, resultado aceptable para análisis de regresión. Respecto al valor de T resultó de 57.819 considerado robusto para esta prueba lo cual es aceptable para la técnica de regresión, y la significancia de la prueba en Anova fue de 0.000 obteniendo la siguiente ecuación de regresión:

$$\sigma_{min} = 3455.6 + 1.0 \text{ Peso} + 3144.8 \text{ error} \quad (3)$$

$$\sigma_{min} = \text{esfuerzo mínimo.}$$

Respecto al análisis del compuesto CTS/HA, los resultados obtenidos muestran para la técnica de regresión los siguientes datos: El valor de R<sup>2</sup> ajustada es de 1.000 lo que indica una relación atípica con la variable de Esfuerzo máximo, así mismo el valor de F es de 704614.983 lo que también resulta atípico para este tipo de pruebas. Respecto al valor de Durbin-Watson es de 1.231 considerado aceptable e importante para el análisis de regresión, y su significancia en Anova es de 0.000 lo cual representa que la relación entre las variables *esfuerzo* máximo y *peso* son destacables en una prueba de estas características por la naturaleza del uso que se le dará a este tipo de materiales y en este sentido la ecuación de regresión queda expresada de la siguiente manera:

$$\sigma_{max} = 3455.6 + 1.0 \text{ Peso} + 3144.8 \text{ error} \quad (4)$$

$$\sigma_{max} = \text{esfuerzo máximo.}$$

### Conclusión

Con base en los resultados de los análisis mediante elemento finito presentados en la Tabla 6, se determina que para el análisis estático de la puesta en marcha la posición 2 es aquella donde se presentan los mayores esfuerzos, lo cual permite clasificarla como la posición crítica. En dicha posición la componente vertical de la fuerza que se transmite del fémur a la tibia es mayor con respecto a la magnitud que se transmite en las otras dos posiciones. Por otra parte, al tener materiales con disímil módulo de elasticidad se ratifica que la magnitud de los esfuerzos difiere entre los materiales de estudio.

Al evaluar la distribución de los esfuerzos en cada una de las posiciones de la puesta en marcha, Figuras 7, 8 y 9, las magnitudes de los esfuerzos máximos quedan localizadas en zonas de concentración de esfuerzos y pueden reducirse al hacer modificaciones geométricas en cada uno de los elementos de la prótesis.

Para el caso del compuesto CTS/HA el valor promedio del *esfuerzo* que incide en la prótesis es de  $6.666e7$  [N/m<sup>2</sup>]; mientras que para el Ti6Al4V el *esfuerzo* promedio es de  $6.457e7$  [N/m<sup>2</sup>], lo cual es congruente con el hecho de que el compuesto CTS/HA es menos resistente que el Ti6Al4V.

Al contrastar la resistencia del hueso humano  $1.3e8$  [N/m<sup>2</sup>] [23] con el valor promedio de los esfuerzos que se generan en el compuesto CTS/HA,  $6.666e7$  [N/m<sup>2</sup>], se valida la factibilidad de la propuesta de utilizar el compuesto CTS/HA como material para la fabricación de futuras prótesis total de rodilla interna.

En lo concerniente al análisis estadístico para el Ti6Al4V, según la distribución de los datos de prueba que se presentan en la Figura 10 se tiene una distribución normal ajustada, con una desviación atípica de 0.973 lo cual permite descartar la influencia de la variable *peso* en la variable *esfuerzo*. Así mismo, en la Figura 11 se corrobora la simetría de la variable *esfuerzo*, al ajustarse los datos a la línea recta pueden ser considerados como una distribución ajustada normal de correlación positiva lo que indica que la muestra es significativa, por consiguiente el esfuerzo promedio obtenido en el Ti6Al4V puede ser utilizado para su contrastación con el esfuerzo promedio inducido en las muestras del compuesto CTS/HA.

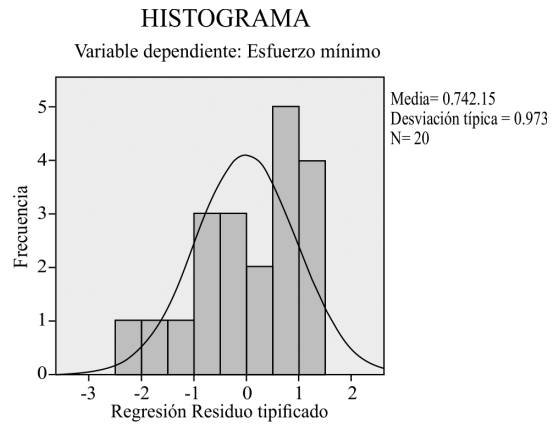


Figura 10. Distribución de los datos de prueba para el Ti6Al4V.

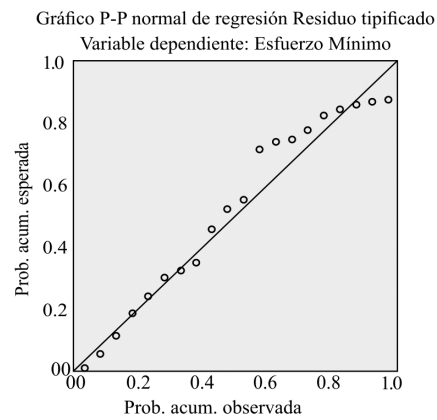
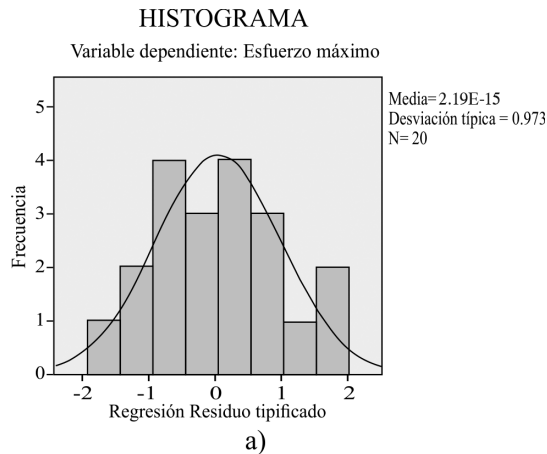
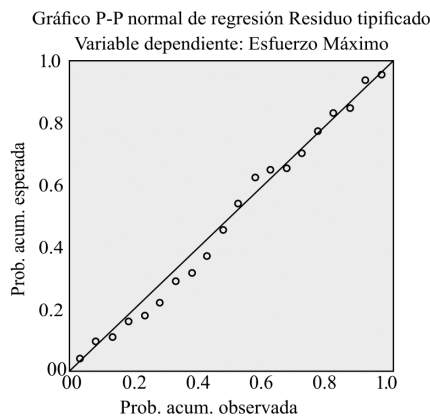


Figura 11. Gráfico P-P para el Ti6Al4V.

En la Figura 12, para el compuesto CTS/HA, según la distribución de los datos de prueba que se presentan se tiene una distribución normal ajustada, con una desviación atípica de 0.973 lo cual permite descartar influencia de la variable *peso* en la variable *esfuerzo*. En complemento, en la Figura 13 se corrobora la simetría de la variable *esfuerzo*, al ajustarse los datos a la línea recta pueden ser considerados como una distribución ajustada normal de correlación positiva lo que indica que la muestra es significativa. Con base en lo anterior, el esfuerzo promedio resultado del análisis a través del método de elemento finito del compuesto CTS/HA puede ser contrastado con la resistencia del hueso humano.



**Figura 12.** Distribución de los datos de prueba para el CTS/HA.



**Figura 13.** Grafico P-P para el CTS/HA.

### Referencias

- [1] Villa, A.C., Camargo, E., y Luengas, L.A., (2011), Análisis Estático de la Sub-fase de Respuesta a la Carga Durante la Fase de Apoyo en la Marcha, *Conferencia Iberoamericana de Complejidad, Informática y Cibernética*, CICIC 2011.
- [2] Mallesh, G., (2012), Finite Element Modeling and Analysis of Prosthetic Knee Joint, *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*, Volume 2, Issue 8, p. 264-269.
- [3] Lavernia, C. J., y Acerro, J. C., (2008), Artroplastia Total de Rodilla, *Actualidades de Posgrado para el Médico General*, Volumen 13, No. 7, p. 6-10.
- [4] Floriano Batista, R., Abreu García, J. R., y Fernández Castañeda, F., (2012), Modelo de Sistema de Control de Prótesis de Rodilla Transfemoral para un Ciclo de Marcha, *Revista de Ingeniería Electrónica* Volumen 33, No. 2, p. 42-49.
- [5] Magetsari, R., Suyitno, Dharmastiti, R., Salim, U.A., Hidayat, L., Yudiman, T., Lanodiyu, Z. A., and Dewo, P., (2015), Three Dimensional Morphometry of Distal Femur to Design Knee Prosthesis for Indonesian Population, *International Journal of Morphology*, Volume 33, Issue 4, p. 1255-1260.
- [6] Liu, Y., Xu, J., Sun, D., Luo, F., Zhang, Z., and Dai, F., (2015), Biomechanical and finite element analyses of bone cement-Injectable cannulated pedicle screw fixation in osteoporotic bone, *Journal of Biomedical Materials Research, Part B, Applied Biomaterials*, Volume 104, Issue 5, p.960-967.
- [7] Facchini, L., Magalini, E., Robotti, P., and Molinari, A., (2009) Microstructure and Mechanical Properties of Ti-6Al-4V Produced by Electron Beam Melting of Pre-alloyed Powders, *Rapid Prototyping Journal*, Volume 15, Issue 3, p.171-178.
- [8] Le, H. R., Qu, S., Mackay, R.E., and Rothwell, R., (2012), Fabrication and Mechanical Properties of Chitosan Composite Membrane Containing Hydroxyapatite Particles, *Journal of Advanced Ceramics*, Volume 1, Issue 1, p. 66-71.
- [9] Peniche, C., Solis, Y., Davidenko, N., and García, R., (2010), Chitosan/Hidroxiapatite-Based Composites, *Biotecnología Aplicada*, Volume 27, p. 202-210.
- [10] Venkatesan, J., and Kim, S., (2010) Chitosan Composites for Bone Tissue Engineering An Overview, *Marine Drugs*, Volume 8, p. 2252-2266.
- [11] Kithva, P., Grondahl, L., Martin, D., and Trau, M., (2009), Biomimetic Synthesis and Tensile Properties of Nanostructured High Volume Fraction Hydroxyapatite and Chitosan Biocomposite Films, *Journal of Materials Chemistry*, Volume 20, p.381-389.
- [12] Li, Z., Yubao, L., Aiping, Y., Xueling, P., Xuejiang, W., and Xiang, Z., (2005), Preparation and in vitro investigation of chitosan/nano-hydroxyapatite composite used as bone substitute materials, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Volume 16, p. 213-219.
- [13] Arizmendi-Morquecho, A., Chávez-Valdez, A., Navarro, C.H., and Moreno, K.J.,

- (2013), Performance evaluation of chitosan/hydroxyapatite composite coating on ultrahigh molecular weight polyethylene, *Polymer Testing*, Volume 32, p. 32-37.
- [14] Kwon, O.R., Kang, K.T., Son, J., Kwon, S.K., Jo, S.B., Suh, D.S., Choi, Y.J., Kim, H.J., and Koh, Y.G., (2013), Biomechanical Comparison of Fixed- and Mobile-Bearing for Unicompartmental Knee Arthroplasty using Finite Element Analysis, *Journal of Orthopaedic Research*, Volume 32, Issue 2, p. 338-345.
- [15] Mughal, U.N., Khawaja, H.A., and Moatamedi, M., (2015), Finite Element Analysis of Human Femur Bone, *The International Journal of Human Femur Bone*, Volume 9, Issue 2, p. 101-108.
- [16] Goel, V.K., and Nyman, E., (2016). Computational Modeling and Finite Element Analysis, *Europe PMC*, Volume 41, Issue 7, 56-57.
- [17] Lu, Y., Chang, S., Ye, J., Ye, Y., Yu, Y., and Lu, Y., (2015), Finite Element Analysis of Bone Stress Around Micro-Implants of Different Diameters and Lengths with Application of a Single or Composite Torque Force, *PLOS ONE*, Volume 10, Issue 12, p. 1-9.
- [18] Han, J., Sun, Y., and Wang, Ch., (2016) Effect of Integration Patterns Around Implant Neck on Stress Distribution in Peri-Implant Bone: A Finite Element Analysis, *Journal of Prosthodontics*, Volume 26, Issue 6, p. 549-558.
- [19] Shan, L., Guo, N., Zhou, G., Qie, H., Li, Ch., and Lu, L., (2015) Finite Element Analysis of Bone Stress for Miniscrew Implant Proximal to Root Under Occlusal Force and Implant Loading, *Journal of Craniofacial Surgery*, Volume 26, Issue 7, p. 2072-2076.
- [20] Vignoli L.L. and Kenedi, P.P., (2015) Bone anisotropy – Analytical and finite element analysis, *Latin American Journal of Solids and Structures*, Volume 13, Issue 1, p. 51-72.
- [21] Sun, Ch., Wang, L., Wang, Z., Geng, L., Li, D., Zui, M., and Jin, Z., (2014) Finite Element Analysis of a retrieved custom-made knee prosthesis, *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, Volume 15, Issue 3, p. 1-15.
- [22] Zach, L., Kuncická, L., Machácková, A., Ružicka, P., Pohludka, M., and Jůrica, J., (2015), Finite element analysis of Ti-based knee-joint implant, *METALURGIJA*, Volume 54, Issue 4, p. 691-694.
- [23] Tech Support Doc. (2015) 0021, Material Properties of Polystyrene and Poly (methyl methacrylate) (PMMA) Microspheres, Bangs Laboratories Inc, Rev, 1, p. 1-2.
- [24] Heiner, A.D., (2008), Structural properties of fourth-generation composite femurs and tibias, *Journal of Biomechanics*, Volume 41, p. 3282-3284.
- [25] Keaveny, T.M., Morgan, E.F., and Yeh, O.C., (2004), “Bone Mechanics”, *Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design*, McGraw-Hill (USA), p. 8.1-8.23.
- [26] Montañez Supelano, N., (2014) Materiales de Origen Natural para uso Biomédico, *Revista Médicas UIS*, Volumen 27, No. 1, pp 35-41.

**Recibido:** 16 de agosto de 2017

**Aceptado:** 30 de octubre de 2017