

**CINAREM´ 17 IX Conferencia Internacional de Aprovechamiento de  
Recursos Minerales**

**Taller: IX Seminario Internacional de Metalurgia y Materiales  
“METALMATER'17”.**

**Temática: Ciencia e ingeniería de los materiales.**

**TITULO: ESTUDIO BIOMECÁNICO DE FIJADORES INTERNOS PARA LA  
CONSOLIDACIÓN DE FRACTURAS DE CADERA**

**Autor:**

Ingeniero Mecánico Carlos Ernesto Arias García. Profesor Instructor.

Universidad de Holguín, Facultad de Ingeniería. Departamento de Ingeniería  
Mecánica. Vía a Guardalavaca, km 1 CP: 80100 Holguín, Cuba.  
[carlose@uho.edu.cu](mailto:carlose@uho.edu.cu)

**Resumen:** Se abordó estudio biomecánico de los dispositivos utilizados para lograr la consolidación de las fracturas del fémur, la placa DHS y la placa RALCA son los más utilizados en la consolidación de fracturas de la parte proximal. Se presentan los resultados del análisis numérico realizado a este tipo de placas con el propósito de determinar el comportamiento del estado tensional-deformacional del conjunto hueso implante, bajo la marcha monopodal del paciente. Para la modelación geométrica de los dispositivos se empleó el paquete de diseño en 3D SolidWorks 2013 y la simulación numérica se realizó con el empleo del paquete de análisis por elementos finitos Simulation.

**Palabras claves:** ELEMENTOS FINITOS, CONSOLIDACIÓN DE FRACTURAS, OSTEOSÍNTESIS.

**Introducción**

La biomecánica es una ciencia que utiliza los principios y los métodos de la mecánica para el estudio de los seres vivos desde el punto de vista del movimiento, teniendo en cuenta las peculiaridades de estos. Se trata de una ciencia multidisciplinar en la que trabajan biólogos, físicos e ingenieros y en sus estudios convergen con la práctica de profesores, entrenadores y médicos.

Es el área a través de la cual tendremos una mejor comprensión de las actividades y ejercicios, así mismo interviene en la prevención de lesiones,

mejora del rendimiento, además de desarrollar nuevos materiales para la rehabilitación y otros como en las osteosíntesis de cadera.

Es una rama de la física que estudia el aparato locomotor de los organismos biológicos y desarrolla conocimientos para que las personas realicen actividades saludables y de mejor manera, por lo que dentro de sus objetivos relacionados con la investigación se encuentra el estudio de las alteraciones de la motricidad, lesiones, construcción de dispositivos, entre otros. Su producto final más convincente y útil es la construcción de modelos físico-matemáticos apropiados que expliquen un sistema biológico específico. Como estos modelos matemáticos permiten predecir el efecto de ciertos cambios en un sistema biológico en los que los experimentos reales resulten tediosos, difíciles de reproducir o sean peligrosos. Otra ventaja de esta ciencia en las descripciones matemáticas, es la forma precisa que nos permite el lenguaje matemático para enunciar fenómenos como las fracturas de cadera.

Las fracturas de cadera constituyen en la actualidad, uno de los tratamientos más comunes de la traumatología y la ortopedia, por su alta incidencia en el mundo contemporáneo. Ocurrieron 1,66 millones en 1990 y se estima que podría aumentar a 6,26 millones para el 2050 teniendo esto una amplia repercusión en el ámbito social y económico (DOBLARÉ Castellano, M.; García, J. M.; Gómez, M.J. 2004).

La alarmante previsión en cuanto a las fracturas de cadera en estos tiempos ha alcanzado un consenso mundial, promoviéndose campañas de prevención, fomentándose la investigación y el desarrollo de nuevos métodos terapéuticos, además de marcar objetivos en diversas áreas ortopédicas, como por ejemplo en Cuba se presenta un cuadro similar al de países desarrollados debido al elevado nivel de envejecimiento de su población y el aumento de accidentes del tránsito donde se pueden ver perjudicados múltiples ciudadanos.

Debemos recordar que las funciones de los huesos son dos: Biológicas, que permiten la regulación del metabolismo de ciertos iones (Ca, Na, H, Mg, P) (principal depósito de alguno de ellos), hematopoyesis (producción de células sanguíneas) y las mecánicas que proporcionan protección (cráneo, columna, tórax y pelvis), estabilidad y movilidad.

Diversos son los dispositivos utilizados para la consolidación de las fracturas óseas del fémur. Los autores Torres, M. y Martínez, J., (2009) afirman que el

uso de dispositivos de fijación interna como son: cerclajes, clavos intramedulares, placas fijas, placa DHS (*Dinámic Hip Screw*), agujas o clavo-placa para fracturas de cuello de fémur, son los dispositivos ideales, ya que el paciente no sufre de un aparente trauma psicológico, pero tienen que dirigirse a un quirófano en un período no mayor de ocho años para su reemplazo, en caso de un comportamiento favorable.

La simulación computacional permite crear los medios virtuales para el diseño, creación y evaluación de diferentes implantes sin necesidad de intervención y experimentación en el cuerpo humano, brindándole al cirujano ortopédico una herramienta que le permita tomar mejores decisiones sobre que dispositivo usar.

Los programas de elementos finitos, muy usados en los análisis de estructuras y componentes mecánicos, pueden aplicarse en el análisis de tensiones en prótesis y huesos, debiéndose definir las propiedades del material y la geometría cuidadosamente. Este procedimiento además de incurrir en la disminución del costo de análisis y del tiempo de procesamiento, ha presentado buenos resultados y ha proporcionado un buen entendimiento de la interacción prótesis – hueso.

El objetivo de la presente investigación es determinar el comportamiento biomecánico de los conjuntos placa DHS-hueso y placa RALCA-hueso y su influencia en la distribución del estado tensional, antes, durante y después de retirado el implante.

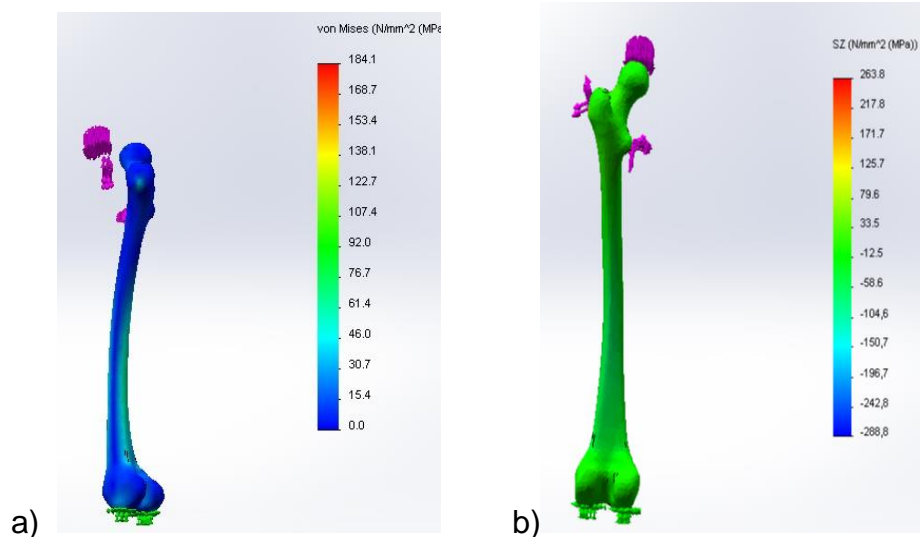
### **Materiales y métodos**

En esta investigación se presentan los resultados del análisis numérico realizado a este tipo de placas con el propósito de determinar el comportamiento del estado tensional-deformacional del conjunto hueso implante bajo la marcha monopodal del paciente. Para la modelación geométrica de los dispositivos se empleó el paquete de diseño en 3D SolidWorks 2013 y la simulación numérica se realizó con el empleo del paquete de análisis por elementos finitos Simulation.

### **Análisis de la distribución de tensiones en el hueso sano.**

Para el análisis de la distribución de las tensiones a las que está sometido el hueso sano en su estado normal de carga monopodal, la variable que

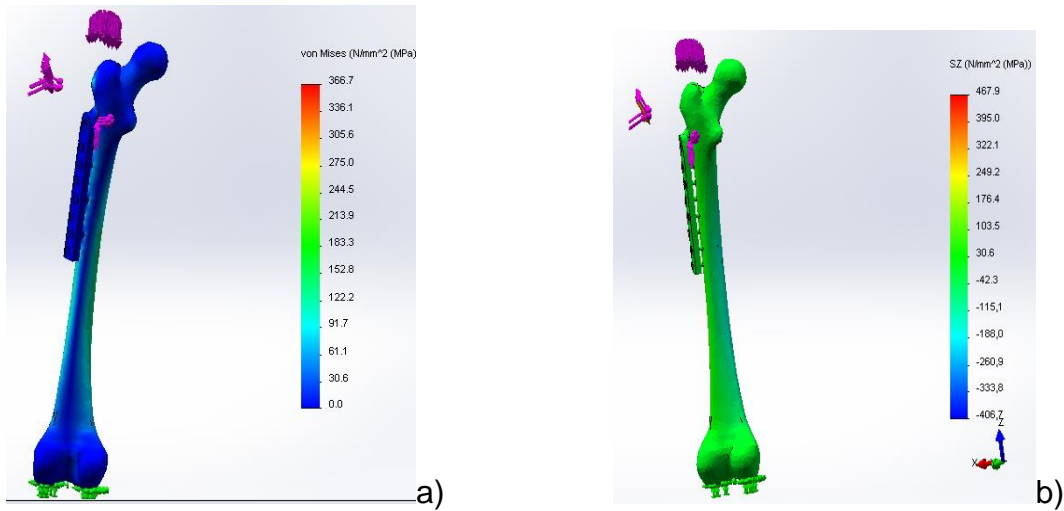
tomaremos son las tensiones de Von Mises. En la figura 1 a), se muestra la distribución de estas en el hueso con un valor de 184,1 MPa; en la figura 1 b) se muestran las tensiones normales a través del eje Z con un rango que va de 263,8 MPa a tracción a -288,8MPa a compresión, con un aumento del 4.92 % de las tensiones que actúan atracción.



**Figura 1** Distribución de tensiones en el hueso sano.

### **Análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS.**

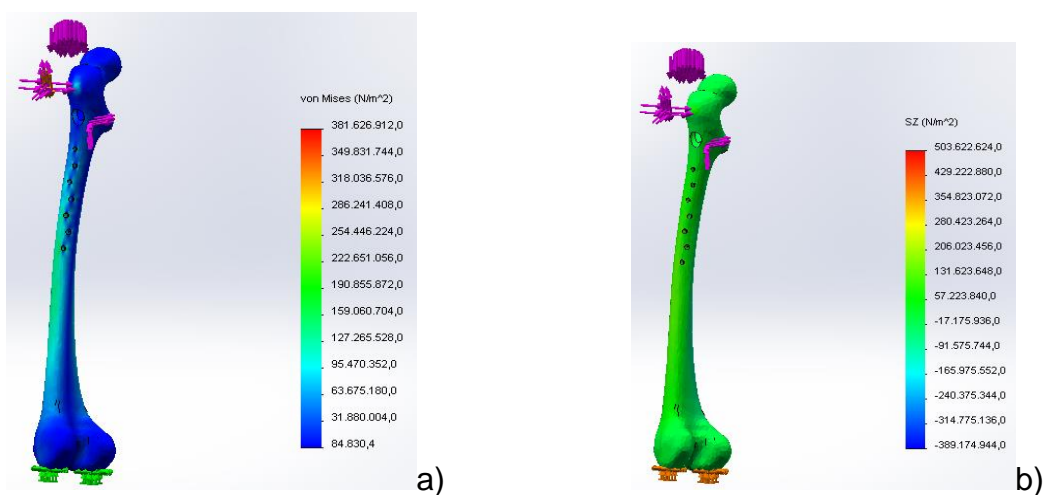
Al colocar un implante para la consolidación de una fractura, varía la distribución del estado tensional del hueso. Debe tenerse en cuenta que en huesos largos, como es el caso del fémur, la sección y el espesor de la pared exterior varían a lo largo del perfil ajustándose a las sollicitaciones a las que está sometido en cada zona (Rincón R. E; Ros F. A; Claramunt A. R; Arranz M. F. 2004), por lo tanto, el hueso responde en función de las fuerzas que se le aplican sobre él. El hueso es un tejido vivo, puede modificarse respondiendo a repetidas fuerza aplicadas a él, fortaleciéndose donde lo necesite y reduciéndose donde no. En la Figura 2 a), se muestra la distribución de las tensiones de Von Mises en el fémur que tiene colocada una placa DHS con un valor de 366,7 MPa mientras que en la Figura 2 b), se muestran las tensiones normales a través del eje Z con un rango que va de 467.9 MPa a tracción a -406MPa a compresión, con un 5.52 % de las tensiones que actúan tracción por encima de las que actúan a compresión.



**Figura 2** Distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa DHS.

**Análisis de la distribución de tensiones en el hueso una vez retirada la placa DHS.**

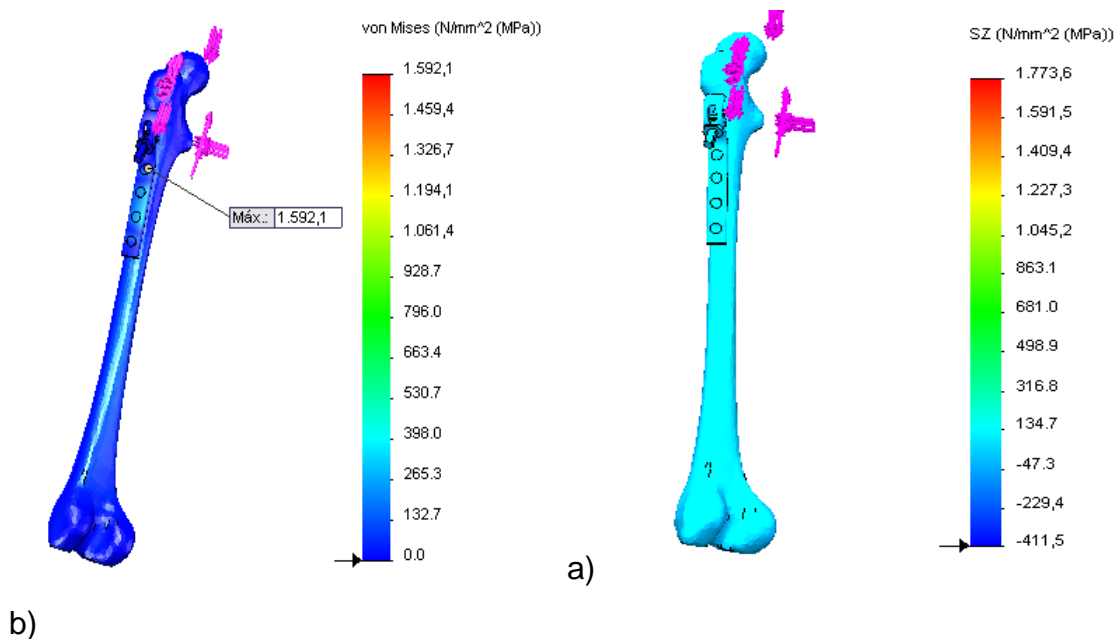
Cuando el implante es necesario retirarlo una vez conseguida la consolidación de la fractura del hueso, es importante conocer el valor y la redistribución de las tensiones en este. En la figura 3 a) se muestran las tensiones de Von Mises con un valor de 381,6 MPa y en la Figura 3 b) se aprecia la distribución de las tensiones normales con un rango que va de 503,6 MPa a tracción a -389.1MPa a compresión. La variación del porciento del hueso que queda sometido a tracción es ahora de 6.46 %, por lo que ocurrirá una nueva remodelación del hueso.



**Figura 3** Distribución de tensiones en el hueso una vez retirada la placa DHS.

## Análisis de la distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa RALCA.

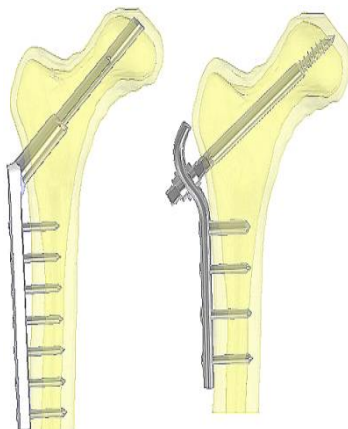
En la Figura 4 a) se muestra la distribución de las tensiones de Von Mises en el fémur que tiene implantado una placa RALCA con un valor de 1592,1 MPa mientras que en la Figura 4 b), se muestran las tensiones normales a través del eje Z con un rango que va de 1773,6 MPa a tracción a -411,5 MPa a compresión, con un 3.02 % de las tensiones que actúan tracción por encima de las que actúan a compresión.



**Figura 4** Distribución de tensiones en el conjunto hueso-placa RALCA.

## Resultados y discusión

Modelo geométrico de fijadores

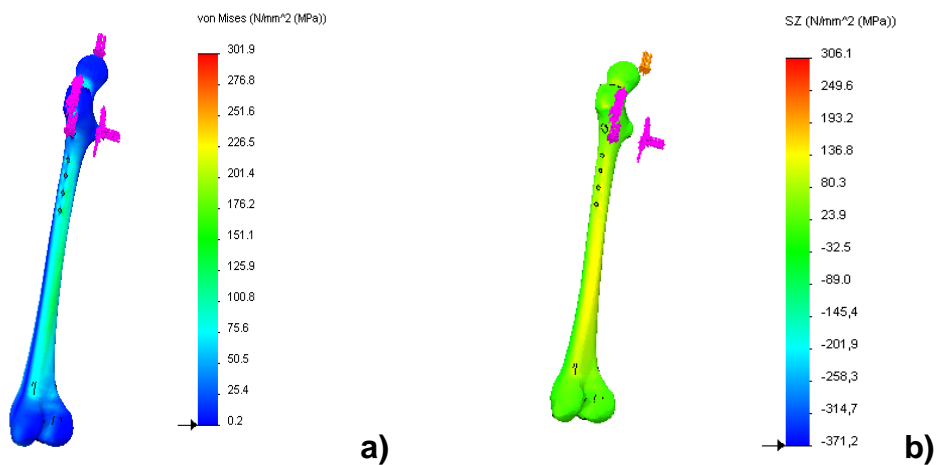


Fijadores internos utilizados en el tratamiento de fracturas proximales.

a) Placa DHS. b) Placa RALCA.

### **Análisis de la distribución de tensiones en el hueso una vez retirada la placa RALCA.**

Cuando el implante se retira una vez consolidada la fractura del hueso es importante conocer el valor y la redistribución de las tensiones en este. En la figura 5 a) se muestran las tensiones de Von Mises con un valor de 301,9 MPa y en la Figura 5 b) se aprecia la distribución de las tensiones normales con un rango que va de 306,1 MPa a tracción a -371,2 MPa a compresión. La variación del porcentaje del hueso que queda sometido a tracción es de 4.26 %, por lo que ocurrirá la remodelación ósea.



**Figura 5** Distribución de tensiones en el hueso una vez retirada la placa RALCA.

### **Resumen de los resultados del análisis.**

Casos	Tensiones		% a tracción
	Von Mises (Mpa)	Rango de distribución tracción-compresión (Mpa)	
Hueso sano	184,1	263,8 a -288,8	4,92
DHS-Fémur	366,7	467,9 a -406	5,52
Fémur con DHS retirado	381,6	503,6 a -389,1	6,46
RALCA- Fémur	1592,1	1773,6 a -411,5	3,02
Fémur con RALCA retirado	301,9	306,1 a -371,2	4,26

La placa DHS tiene un mejor comportamiento biomecánico que la placa RALCA pues presenta un mejor estado tensional, es decir las tensiones de Von Mises y las tensiones normales a través del eje Z son menores. El fémur al que se le retiró la placa RALCA presenta tensiones menores, pero esto no es lo más significativo pues el paciente va a pasar un largo tiempo con la placa colocada o no se le retirará, y en el caso que sea necesario retirar una u otra placa debe tenerse en cuenta que el fémur al que se le retiró la placa DHS presenta mayores tensiones, esto se debe a que este queda con una mayor cantidad de orificios, los que generan un debilitamiento del fémur. Estas consideraciones deben tenerse en cuenta en el periodo de recuperación del paciente al que se le retira la placa DHS pues este debe esperar un poco más de tiempo para comenzar a caminar que al que se le retira la placa RALCA ya que el fémur tardará un poco más en su reconstrucción.

## **CONCLUSIONES**

Se realizó el estudio por elementos finitos de un fémur sano, para tomarlo de patrón del rango de los valores de tensiones que se producen en el mismo, las tensiones de Von Mises son de 184,1 Mpa y las tensiones a tracción y a compresión van desde un rango de 263,8 a tracción a -288,8 Mpa a compresión, con un aumento del 4,92 % de las tensiones que actúan tracción.

Al colocar el implante se produce un considerable aumento de las tensiones en el hueso, y una ligera redistribución de las zonas del hueso sometidas a tracción, lo mismo ocurre al quitar el implante una vez producida la consolidación de la fractura. Estas variaciones tienen influencia en el proceso de reabsorción ósea y pudieran ser causa de aparición de nuevas fracturas en el proceso postoperatorio, si no se indica una terapia adecuada que tenga en cuenta este factor.

En función del estado tensional, es la placa DHS la de mejor comportamiento para la consolidación de fracturas proximales, mientras que luego de retiradas las placas es el fémur al que se le retira la placa RALCA el de mejor comportamiento.

## **Bibliografía**

1. A Continuous wave Technique for the Measurement of the Elastic Properties of Cortical Bone / B. Ashman [et al.]. Journal of



- Biomechanics (17): 349-361. 1984. <http://www.jbiomech.com>.
2. An EMG-based, muscle driven forward simulation of single support phase of gait / I. Jonkers. Journal of biomechanics. Estados Unidos. 35 (5): 609-619, 2002.
  3. Arias García, Carlos. Estudio biomecánico de la placa DHS y la placa RALCA en la consolidación de las fracturas proximales de cadera. Tesis de grado. Universidad de Holguín, "Oscar Lucero Moya", Facultad de Ingeniería, Centro de estudio CAD/CAM, 2013.
  4. Análisis y diseño por elementos finitos de un nuevo clavo intramedular bloqueado para fracturas diafisarias e intertrocantéricas del Fémur / Gerónimo A. Velázquez Mejías, César González, Miguel Cerrolaza. En: Métodos numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas. \_\_ Barcelona: [S. n], 2002.
  5. Annual Book of ASTM Standards. - Philadelphia: American Society for Testing and Materials, 1978.
  6. Biomecánica articular y sustituciones protésicas / M. Comín [et al.]. – Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia: Editorial IBV, 1998.
  7. Biomecánica de la Fractura Ósea y Técnicas de Reparación / M. Comín [et al.] – Valencia: Instituto de Biomecánica, 1999.
  8. Bontempo, F. Fractura de cadera. México: Hospital General de Zona 8. Residencia de Medicina Familiar, 2012. Tomado de: <http://www.monografias.com/trabajos93/fractura-cadera/fractura-cadera.shtml>,
  9. Bosch, J. Análisis numérico comparativo de fijadores para el tratamiento de fracturas proximales del fémur / J. Bosch, R. Estrada, Y. Ramos. Ingeniería Mecánica 14(3):199-208, 2011]. Tomado de: [http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S1815-59442011000300004&script=sci\\_arttext](http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S1815-59442011000300004&script=sci_arttext), 29 de mayo de 2013.
  10. Browner, D. Skeletal Trauma / D. Browner, J. Jupiter. \_\_ Philadelphia: WB Saunders, 1992.
  11. Caracterización mecánica del material óseo / E. Rincón R [et al.]. Tecnológ@ y desarrollo (Madrid) Vol.2: 2004.

12. Clavos intramedulares vs. placas de osteosíntesis para fracturas de fémur: análisis por elementos finitos / M. Charles [et al.]. *Biomecánica (Barcelona)* 2 (1): 64-70, 2004.
13. Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería 7mo., La Habana, 2007. Aceros Inoxidables para implantes ortopédicos utilizados en la industria ortop – RALCA del CCOI “Frank País” / L. Rodríguez. \_\_ La Habana, 2007.
14. Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica 7mo., México, 2005. Análisis mecánico comparativo de los dispositivos placa DHS y clavo intramedular en el tratamiento de las fracturas proximales de Fémur / O. Martel [et al.]. \_ México, 2005.
15. Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica 8vo. Cuzco, 2007. Análisis por elementos finitos de fijador externo para la consolidación de fractura de cuello de fémur / R. Vargas [et al.]. \_\_ Cuzco: Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, 2007.
16. Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica, 8vo., Cusco, Perú, 2007. Análisis mecánico comparativo de los dispositivos quirúrgicos para la Osteotomía Proximal de Tibia / A. Yáñez [et al.].
17. COSMOSWorks 2006, “User’s Guide”, Documentación del software, 2006.
18. Currey, J. D. The Mechanical Properties of Bone. *Clinical Orthopaedics and Related Research (Estados Unidos)* 73: 211-231, 1970.
19. Determinación de las constantes elásticas anisótropas del tejido óseo utilizando tomografías computadas. Aplicación a la construcción de modelos de elementos finitos / F. Buroni [et al.]. *Mecánica Computacional (Argentina)* 23: 3009-3032, 2004.
20. Doblaré Castellano, M. Modeling bone tissue fracture and healing: a review / M. Doblaré Castellano, J.M. García, M.J. Gómez. *Engineering Fracture Mechanics*. Vol. 71 1809–1840. Tomado de: [www.cienicedirect.com](http://www.cienicedirect.com), [www.elsevier.com/locate/engfracmech](http://www.elsevier.com/locate/engfracmech).
21. Doblaré, M. Sobre el modelado en biomecánica y mecanobiología. – Zaragoza: Real Academia de Ciencias Exactas, Físicas, Químicas y Naturales, 2005.

22. Estudios de Densitometría Ósea. Diario Democracia. Tomado de: <http://www.diariodemocracia.com>, 15 octubre de 2010.
23. Fouad, H. Assessment of function-graded materials as fracture fixation bone-plates under combined loading conditions using finite element modeling. *Medical Engineering & Physics* (Estados Unidos) 33: 456–463, 2011.
24. Fouad, H. Effects of the bone-plate material and the presence of a gap between the fractured bone and plate on the predicted stresses at the fractured bone. *Medical Engineering & Physics* (Estados Unidos) 32: 783–789, 2010.
25. Fractura de cadera: un problema previsiblemente que aumentará en los próximos años / F. Campos [et al.]. *Enfermería integral* (Valencia) 71:17-20, 2005. Tomado de: <http://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=1381512>.
26. Fracturas de la cadera, 2007, Tomado de: [www.saludlandia.com](http://www.saludlandia.com), 15 mayo de 2007.
27. Implantes en la fractura de cadera / P. Amigo [et al.]. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología* (La Habana) 26 (2), sep.-dic. Tomado de: <http://scielo.sld.cu/scielo.php>.
28. Incidencia y factores de riesgo de la fractura de fémur proximal por osteoporosis / M. Mosquera [et al.] *Revista Panamericana de Salud Pública* (Estados Unidos)3(4):211-219, 1998. Tomado de: [http://www.google.com/cu/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&cad=rja&ved=0CDEQFjAB&url=http%3A%2F%2Fwww.scielosp.org%2Fpdf%2Ffrpsp%2Fv3n4%2F3n4a1.pdf&ei=ZvGwUczuF6Ln0wHH44GoBQ&usq=AFQjCNFeCiWQ\\_npDYWPpQBFYNINiJ\\_Hjhg&bvm=bv.47534661,d.dmQ](http://www.google.com/cu/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&cad=rja&ved=0CDEQFjAB&url=http%3A%2F%2Fwww.scielosp.org%2Fpdf%2Ffrpsp%2Fv3n4%2F3n4a1.pdf&ei=ZvGwUczuF6Ln0wHH44GoBQ&usq=AFQjCNFeCiWQ_npDYWPpQBFYNINiJ_Hjhg&bvm=bv.47534661,d.dmQ). Inhomogeneities in anisotropic elastic constants of cortical bone / Meunier, A. *Ultrasonics Symposium* (Montreal)2: 1015-1018,1989.
29. Inhomogeneity in anisotropic elastic constants of cortical bone / A. Meunier.. [et al.]. *Ultrasonics Symposium* 2(3), 1989. Tomado de: <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/mostRecentIssue.jsp?reload=true&pageNumber=857>, 27 de noviembre de 2012.

30. Lalegname, A. Análisis micro mecánico de huesos / A. Lalegname, D. Sfer, G. Etse. *Mecánica Computacional (Argentina)* 11: 2530-2538, 2002.
31. *Manual of Internal Fixation. Techniques Recommended by AO-ASIF Group* / M. Müller [et al.]. – Berlín: Edit. Springer Verlag, 1991.
32. Miguel, I. de. Fracturas de Cadera: técnica quirúrgica y carga precoz / I. de Miguel, E. Calvo. *Patología del aparato locomotor. Fundación MAPFRE (Madrid)* 4 (2): 108-115, 2006.
33. Modelado del comportamiento mecánico del hueso: análisis de los efectos del grado de hidratación / Sara Mercedes Cerrud Sánchez [et al.]. *Ingeniería Mecánica Tecnología y Desarrollo (México)* 1(6): 223-232, 2005. Tomado de: [http://revistasomim.net/revistas/1\\_6/art5.pdf](http://revistasomim.net/revistas/1_6/art5.pdf).
34. Müller-Karger, C. Un nuevo método para la simulación de la estructura ósea mediante la versión P de elementos finitos / C. Müller-Karger, C. M. Cerrolaza. *IMME (Caracas)* 39(3):23-54, 2001 Tomado de: [www.scielo.org.ve/scielo.php?pid=S0376-723X2001000300003&script=sci\\_arttext](http://www.scielo.org.ve/scielo.php?pid=S0376-723X2001000300003&script=sci_arttext).
35. Munuera, L. Fracturas de la extremidad proximal del fémur. En: *Introducción a la Traumatología y Cirugía Ortopédica.* – Madrid: Mc Graw\_Hill, 1996. p. 297-307
36. Osteosíntesis extramedular vs. Intramedular en las fracturas trocántereas de cadera. Análisis 3D con elementos finitos / B. Seral [et al.]. *Revista de Ortopedia y Traumatología* Vol. 45:126-136, 2001.
37. Ounpuu, S. *Joint Kinetics: Method, Interpretation and Treatment Decision- Making in Children with Cerebral Palsy and Myelomeningocele. Gait and Posture.* – Ámsterdam: Editorial Elsevier Science, 1996.
38. Parker, J. *Hip Fracture Management* / J. Parker, A. Prior. – Massachussets: Editotrial Blackwell Scientific Publications, 1993.
39. Pauwels, F. *Biomechanics of the locomotor apparatus: Contributions on the functional anatomy of the locomotor apparatus.* \_\_ Berlín: Edit. Springer Verlag, 1980.

40. Pérez Anzón, Ma. de los Ángeles. Simulación del deterioro del cemento y sus interfaces en prótesis de cadera. \_\_ Tesis Doctoral, Universidad de Zaragoza, 2004. 318 h.
41. Plas, F. La marcha humana. Cinesiología, Dinámica, Biomecánica y Patomecánica”. Barcelona: Masson, 1984.
42. Reilly, D. The Elastic and Ultimate Properties of Compact Bone Tissue / D. Reilly, A. Burstein. Journal of Biomechanics (Estados Unidos) Vol. 8: 393-405, 1975.
43. Rivas, A. Semiología de las fracturas. Cataluña: Hospital Universitario de la Vall d’Hebron, 2007.
44. Sánchez, A. Osteología y metabolismo mineral / A. Sánchez, E. Roldán. 2007.
45. Sánchez, J. Análisis estructural biomecánico de articulación de rodilla / J. Sánchez, R. Lesso. México: Instituto Tecnológico de Celaya: Departamento de Ingeniería Mecánica, 2005.
46. Sánchez, R. Tratamiento quirúrgico de las fracturas mediante reducción abierta y fijación interna, 2005.
47. Schatzker, J. Tratamiento Quirúrgico de las Fracturas / J. Schatzker, M. Tile: Editorial Médica Panamericana, 2008.
48. Simulación del comportamiento óseo: aplicación al diseño de implantes / C. Buckwalter, N. Burr. – [S. l. : s. n.], 2009.
49. SolidWorks Corporation. Conceptos básicos de SolidWorks: piezas y ensamblajes. Concord, Massachusetts: SolidWorks Corporation, 2006. \_\_ 483 p.
50. SolidWorks Office Professional. Manual del Usuario, 2006.
51. Somatics. The Tensor Fascia Lata and Unequal leg length. Tomado de: [www.somatics.com](http://www.somatics.com), 19 diciembre de 2012.
52. Stolk, J. Hip-joint and abductor-muscle forces adequately represent in vivo loading of a cemented total hip reconstruction / J. Stolk, N. Verdonschot, R. Huiskes. Journal of Biomechanics Vol. 34: 917- 926, 2001.
53. Tovar, C. Diseño y análisis por elementos finitos de placas para fijación interna de fracturas, métodos numéricos en ingeniería del trabajo / C. Tovar, M. Cerrolaza, J. Bendayán. España, 2002.