

Estudio numérico para consolidación mediante fijación de fracturas verticales en cuello de fémur

E. Agulló Mertens, D. Bru Orts¹

¹ Dpto. de Ingeniería Civil, Universidad de Alicante, San Vicente del Raspeig, España, david.bru@ua.es

Resumen

Las fracturas del cuello femoral (FNF) son un problema creciente en ortopedia y traumatología, afectando a personas de todas las edades y géneros. El sistema de clasificación Pauwels divide estas fracturas en tres tipos según la verticalidad de ella, siendo la de tipo III (ángulo >50°) las más difíciles de tratar. La elección del tratamiento o sistema de fijación, sigue siendo un desafío debido a la falta de guías estandarizadas.

Este estudio se enfoca en comparar tres tipologías de sistemas de fijación interna, CS y XCS tipo 1 y tipo 2, a partir de 24 modelos numéricos, evaluando su efecto en la rigidez del sistema, así como de las tensiones tanto en el sistema óseo como en el propio sistema de fijación. El reducido número de investigaciones en esta línea de trabajo resalta la importancia de esta investigación para mejorar el conocimiento, el tratamiento de las FNF y la calidad de vida de los pacientes afectados.

1. Introducción

El fémur es el hueso más largo del cuerpo humano y desempeña un papel crucial en la función de la pierna. Las fracturas en el cuello femoral, especialmente en personas jóvenes debido a lesiones traumáticas, pueden ser complicadas y afectar su función y movilidad.

Las fracturas en el cuello femoral están sometidas a tensiones de compresión, tracción y torsión durante la locomoción y estas tensiones varían según la carga y la posición de la cadera [1]. La compresión adecuada es esencial para abordar estas fracturas de manera efectiva. En el caso de las fracturas intracapsulares, el flujo sanguíneo hacia la cabeza femoral puede interrumpirse, lo que puede llevar a complicaciones graves. La rápida reducción y fijación son clave para preservar la vascularización [2][3].

El proceso de consolidación ósea se divide en consolidación primaria cuando la deformación interfragmentaria es menor del 2% y en consolidación secundaria cuando la deformación interfragmentaria es menor del 10% [4], dependiendo de la inmovilización de la fractura. La elección del método de tratamiento influye en el tipo de consolidación que se logra. La posición y orientación de los tornillos utilizados en el tratamiento son cruciales y pueden variar según el caso.

Para las fracturas específicas, como las de Pauwels tipo III, se suelen utilizar tornillos canulado en la configuración de triángulo invertido (CS) debido a su menor invasividad. Sin embargo, esta configuración puede tener limitaciones en términos de fuerza y rigidez. Se han propuesto enfoques alternativos como tornillos fuera de eje (XCS) [6], [7] y la incorporación de alambre de cerclaje al CS [8], pero los resultados hasta ahora han sido inconsistentes.

En base a lo anterior, el objetivo de esta investigación se centra en analizar numéricamente el comportamiento mecánico de tres tipologías de fijación interna FNF (CS, XCS tipo 1 y XCS tipo 2) desde la perspectiva de las deformaciones en el plano de la fractura y las tensiones en el sistema de fijación y óseo, a fin de evaluar la efectividad de las mismas de cara a la consolidación de la fractura. Para ello se ha evaluado la influencia del diámetro de los tornillos, así como de la disposición de estos respecto a la fisura vertical (Pauwels III).

2. Métodos y materiales

En esta investigación, ha llevado a cabo la simulación numérica mediante el software de elementos finitos Ansys de una campaña experimental tomando como base de la metodología experimental los procedimientos seguidos por Kuan. et al. [10].

2.1. Casos de estudio

Se han llevado a cabo un total de 24 casos de estudio, agrupados en tres grandes grupos según el tipo de fijación: a) CS; b) XCS tipo 1 y c) XCS tipo 2, Figura 1. Para evaluar la eficacia de dichos sistemas, dentro de cada grupo, se ha variado la posición o separación entre tornillos, así como el tipo de material.

El primer grupo de estudio, basado en la fijación CS, se ha analizado utilizando solo tornillos canulados en una disposición de triángulo invertido, con tornillos de titanio y acero inoxidable, modelizándose un total de 8 casos. En concreto se han utilizado 3 tornillos canulados paralelos de 80 mm de longitud, 6,5 mm de diámetro, 16 mm de longitud de rosca e inclinación de 120°, según cuatro disposiciones diferentes dentro del plano de rotura, Figura 2. De esta forma en el grupo 1 de análisis se han evaluado 8 casos de estudio, siendo los modelos 1 a 4 de titanio y los modelos 5 a 8 de acero.

El segundo grupo, XCS tipo 1, se ha analizado utilizando dos tornillos canulados de iguales características a los usados en el grupo 1, y un tornillo cortical de 58 mm de longitud y 4,5 mm de diámetro, también en acero o titanio. De esta forma, para el grupo 2 se han modelizado también 8 casos de estudio, siendo los modelos 9 a 12 de titanio y los modelos 13 a 16 de acero inoxidable, Figura 3. Debe destacarse que, en este grupo, el tornillo cortical se ha dispuesto horizontalmente y mantiene su ubicación en todos los casos, a diferencia de los tornillos canulados.

El tercer grupo, XCS tipo 2, es similar al segundo, pero variando la posición del tornillo cortical, el cual está

dispuesto en una posición más distal. En la Figura 4 se resumen las cuatro posiciones utilizadas en este grupo, siendo los modelos 17 a 20 de titanio, y los modelos 21 a 24 de acero.

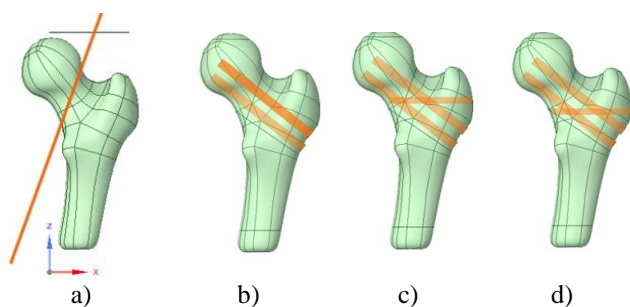


Figura 1. Fractura de Pauwels tipo III y Sistemas de fijación: a) Plano de fractura; b) CS; c) XCS tipo 1; d) XCS tipo 2.

Un detalle de las diferentes configuraciones de los sistemas de fijación se muestra en las Figuras 2, 3 y 4.

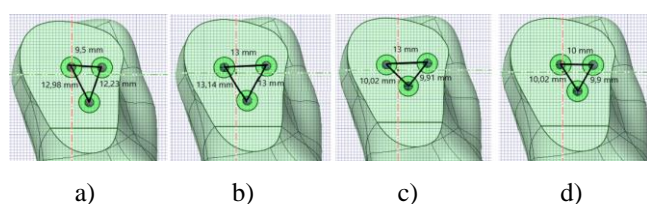


Figura 2. Sistema CS: a) Modelo 1 y 5; b) Modelo 2 y 6; c) Modelo 3 y 7; d) Modelo 4 y 8.

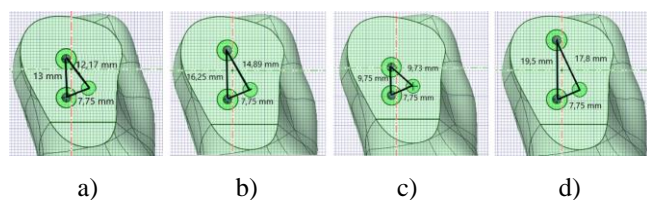


Figura 3. Sistema XCS tipo 1: a) Modelo 9 y 13; b) Modelo 10 y 14; c) Modelo 11 y 15; d) Modelo 12 y 16.

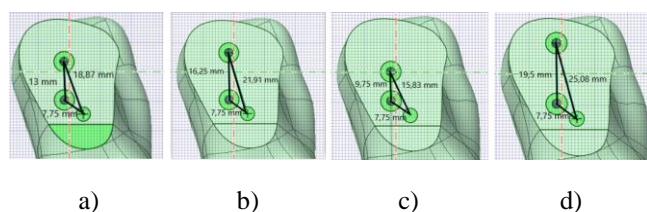


Figura 4. Sistema XCS tipo 2: a) Modelo 17 y 21; b) Modelo 18 y 22; c) Modelo 19 y 23; d) Modelo 20 y 24.

2.2. Materiales

Los materiales modelizados en esta investigación son: a) Hueso fémur Sawbone; b) Tornillos canulados; c) Tornillos corticales autorroscantes, siendo los dos tipos de tornillos evaluados tanto en titanio como en acero inoxidable. En concreto, el modelo de hueso fémur Sawbone de cuarta generación y tamaño medio, cuenta con un canal intramedular de 13 mm (Pacific Research Laboratories, Vashoon Island WA) y está constituido por espuma de poliuretano rígida con densidad 0,27 g/cm³ para la componente trabecular y resina epoxi reforzada con fibra de vidrio corta con densidad 1,64 g/cm³ [11].

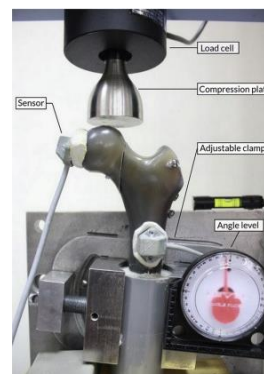


Figura 5. Diseño experimental [10]

2.3. Modelización numérica

La modelización numérica presentada en esta investigación toma como datos de partida la configuración del ensayo establecida por Kuan et al. [10], Figura 5. Dicha configuración se basa en un ensayo a compresión con un rango de aplicación de la carga entre 200 N y 6000 N a fin de evaluar el comportamiento a bajos y altos niveles de carga. A partir de dichos resultados, en esta investigación se han determinado las curvas carga-desplazamiento y se ha calculado la rigidez axial y la carga última de rotura en base a los datos facilitados por el fabricante.

Para la modelización numérica se han utilizado los programas Ansys Mechanical y SpaceClaim [9]. En concreto se han empleado elementos tetraédricos solid187 tanto para la modelización del fémur como de los tornillos canulados y corticales. Asimismo, se ha simplificado el análisis asumiendo comportamiento isotrópico y lineal [5]. Por otro lado, como condiciones de contorno se ha asumido un apoyo fijo para todos los puntos de la zona distal del fémur, así como una superficie de carga en la zona proximal, para reducir la concentración de tensiones, Figura 6.

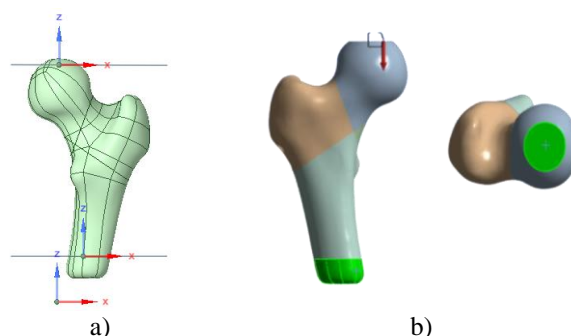


Figura 6. Condiciones de contorno: a) Planos de corte; b) Zona de apoyos y aplicación de la carga.

Para la preparación del modelo del fémur, se ha generado un plano de contacto asociado con la zona de fisura a 70°, Figura 1. Además, se ha diferenciado entre hueso cortical y hueso trabecular en la zona medial del fémur, manteniendo material trabecular en la cabeza del fémur de acuerdo con el fabricante e investigaciones previas [10].

Una vez preparado el modelo, se realizó la malla mediante elementos tetraédricos de tamaño 4,3 mm para el fémur y de 1 mm para los tornillos, Figura 7, y se fijaron los contactos entre superficies según la Tabla 1.

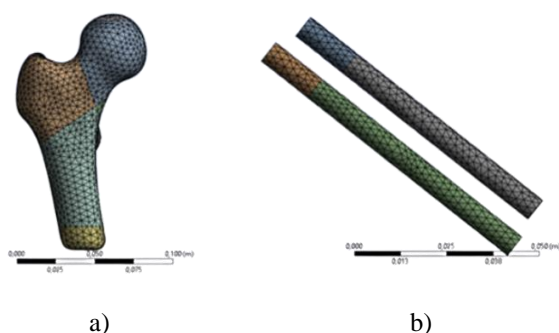


Figura 7. Modelo numérico: a) Fémur; b) Sistema de fijación

Elemento a unir	Tipo de contacto
Hueso - Rosca	Bonded
Hueso - Vástago	No separation
Hueso - Fractura	No separation

Tabla 1. Tipos de contacto

3. Resultados

Para el análisis comparativo de los diferentes modelos se han evaluado las siguientes variables: a) Rigidez axial en cabeza de fémur y en zona de fractura; b) Deformación; c) Tensión equivalente de Von Mises; y d) Carga de rotura. La primera se ha determinado como $k=F/L$, siendo F la fuerza aplicada en la cabeza del fémur, y L el desplazamiento vertical en sentido de la carga en la cabeza del fémur o en el plano de fractura. La segunda variable hace referencia a la deformación máxima registrada según la dirección de la carga en el modelo. La tercera variable está relacionada con la tensión equivalente máxima durante el ensayo tanto en tornillos como en zona de fémur. Finalmente, la cuarta variable hace referencia a la carga axial de rotura determinada en base a los valores facilitados por el fabricante.

En relación a la primera variable analizada, se puede observar en la Figura 8 que la rigidez axial en la cabeza y en la zona de fractura varían ligeramente entre los diferentes modelos de fijación. En concreto, los modelos CS de titanio (grupo 1, modelos 1, 2, 3 y 4) son los que menor rigidez axial tienen en comparación a los modelos XCS (grupo 2 y 3, modelos 9 a 24) que muestran una rigidez mayor, pudiendo proporcionar una mejor estabilidad y resistencia a la deformación.

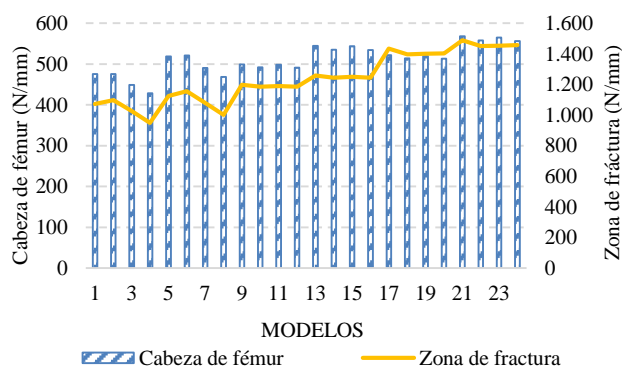


Figura 8. Variación de la rigidez axial

Respecto a los resultados asociados con la segunda variable, esta investigación pretende evaluar qué sistemas de fijación permitirían alcanzar la consolidación primaria y cuáles la secundaria, en base a los datos obtenidos a partir de investigaciones previas [4]. De esta forma, deformaciones inferiores al 2% en el plano de la fractura facilitan un proceso de consolidación primaria. En este sentido, la Figura 9 muestra como 23 de los 24 sistemas evaluados en esta investigación permitirán obtener una deformación inferior al 2%. En particular, la fijación relacionada con el modelo 4, Figura 2, muestra que la deformación interfragmentaria asociada con la fijación del tipo CS de titanio sería la única que podría provocar la consolidación secundaria en lugar de la primaria. Por otro lado, se debe destacar que los modelos asociados al sistema de fijación XCS tipo 2, Figura 4, tanto en su modalidad con titanio como con acero, son los que proporcionan mejores resultados desde la perspectiva de la consolidación primaria.

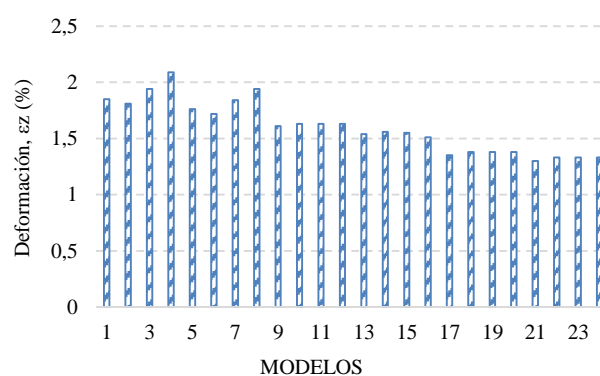


Figura 9. Variación de la deformación máxima

En relación a la tercera variable, la Figura 10 muestra los valores de la tensión de Von Mises en los puntos más solicitados tanto para los tornillos como para la zona del fémur. Los resultados indican que en las zonas de fijación los tornillos que presentan valores más elevados de tensión son los asociados con los sistemas XCS tipo 2, pudiendo llegar a generarse el fallo de los mismos en función del material elegido, con valores próximos a los 200 MPa. Por otro lado, se puede observar que los modelos relacionados con el sistema CS, muestran que, para el mismo nivel de carga, la tensión equivalente quedaría por debajo de los 150 MPa, asegurando un mayor nivel de seguridad. Además, en relación a las tensiones en el fémur, no hay tanta variabilidad de tensiones, estando todas entre los 30 y 40 MPa, destacando los modelos XCS tipo 1 de titanio (9, 10, 11 y 12) que son los que mayor tensión de von Mises alcanzan, y también destacan los modelos XCS tipo 2 de acero inoxidable (21, 22, 23 y 24) ya que estos están un poco por debajo de los 30 MPa, asegurando mayor nivel de seguridad en comparación con los otros modelos.

Finalmente, en relación a la última variable analizada, la Figura 11 muestra los resultados relacionados con los desplazamientos y la carga de rotura. En base a ellos, se puede deducir que los modelos de titanio presentan mayores desplazamientos frente a los de acero inoxidable, pero a la vez, permiten resistir ligeramente mayores cargas antes del fallo. En particular, se debe destacar el sistema de fijación

CS pues permiten resistir las mayores cargas a costa de permitir los mayores desplazamientos del sistema.

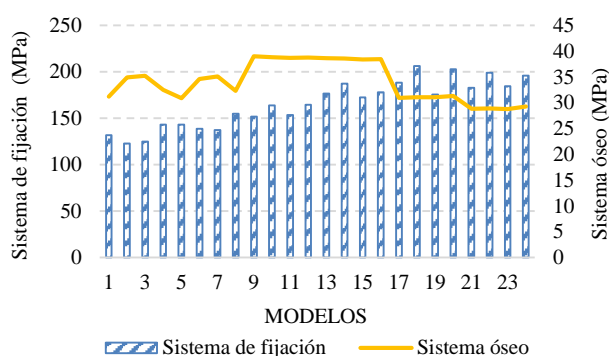


Figura 10. Variación de la tensión máxima de von Mises

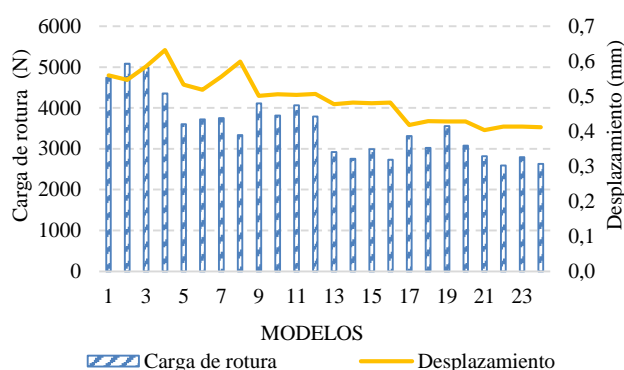


Figura 11. Variación del desplazamiento y la carga de rotura

4. Conclusiones

El presente estudio tenía como objetivo investigar y comparar diferentes sistemas de fijación interna utilizados en el tratamiento de fracturas del cuello femoral, centrándose en la fisura vertical. Se buscó evaluar la influencia de la disposición de los tornillos en la zona de fractura en términos de resistencia al desplazamiento y consolidación de la fractura.

Los resultados biomecánicos varían en los modelos debido a las diferencias en el diseño. Por ejemplo, los modelos 4 y 8, con una distancia menor entre todos los tornillos, muestran una menor rigidez en la fractura y carga de falla en comparación con el modelo 2, que tiene más distancia entre los tornillos. Esto sugiere que un mayor espacio entre los tornillos puede brindar una mejor estabilidad en la fijación CS, mientras que para las fijaciones XCS tipo 1 y tipo 2 es al revés, cuanto menos separación más estabilidad.

Considerando un equilibrio entre los resultados obtenidos, los modelos 2, 9, 11, 17 y 19 se destacan como opciones favorables en términos de rigidez, carga de falla, deformación y tensión, siendo todos los modelos de titanio.

Estos hallazgos respaldan la importancia de una cuidadosa planificación y selección de la configuración de los tornillos en el tratamiento de fracturas del cuello femoral. Una correcta disposición de los tornillos puede proporcionar una

mayor estabilidad y resistencia en la unión de la fractura, lo que puede contribuir a una mejor consolidación y a mejorar los resultados clínicos en los pacientes.

Agradecimientos

Queremos dar las gracias a la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica y a la Universidad de Alicante por darnos la oportunidad de participar en los premios SEIB-FENIN, así como en el congreso anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica.

Referencias

- [1] M. Panteli, P. Rodham, and P. V. Giannoudis, “Biomechanical rationale for implant choices in femoral neck fracture fixation in the non-elderly,” *Injury*, vol. 46, no. 3, pp. 445–452, Mar. 2015, doi: 10.1016/j.injury.2014.12.031.
- [2] A. H. Schmidt and M. F. Swiontkowski, “Femoral Neck Fractures,” *Orthopedic Clinics of North America*, vol. 33, no. 1, pp. 97–111, Jan. 2002, doi: 10.1016/S0030-5898(03)00074-9.
- [3] “Search Results.” <https://surgeryreference.aofoundation.org/searchresults?q=ao%20classification%20bones&sort=relevancy> (accessed May 11, 2023).
- [4] S. Mehmood, U. Ansari, M. Najabat Ali, and N. Fatima Rana, “Internal fixation: An evolutionary appraisal of methods used for long bone fractures,” *International Journal of Biomedical and Advance Research*, vol. 5, no. 3, p. 142, Mar. 2014, doi: 10.7439/ijbar.v5i3.627.
- [5] J. Li, P. Yin, L. Zhang, H. Chen, and P. Tang, “Medial anatomical buttress plate in treating displaced femoral neck fracture a finite element analysis,” *Injury*, vol. 50, no. 11, pp. 1895–1900, Nov. 2019, doi: 10.1016/j.injury.2019.08.024.
- [6] M. Parker, K. Porter, D. Eastwood, M. Schembi Wismayer, and A. Bernard, “Intracapsular fractures of the neck of femur. Parallel or crossed garden screws?,” *J Bone Joint Surg Br*, vol. 73-B, no. 5, pp. 826–827, Sep. 1991, doi: 10.1302/0301-620X.73B5.1894675.
- [7] R. S. Garden, “STABILITY AND UNION IN SUBCAPITAL FRACTURES OF THE FEMUR,” *J Bone Joint Surg Br*, vol. 46-B, no. 4, pp. 630–647, Nov. 1964, doi: 10.1302/0301-620X.46B4.630.
- [8] M. J.-Q. Peng *et al.*, “Biomechanical analysis for five fixation techniques of Pauwels-III fracture by finite element modeling,” *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 193, p. 105491, Sep. 2020, doi: 10.1016/j.cmpb.2020.105491.
- [9] G. Campoli, H. Weinans, and A. A. Zadpoor, “Computational load estimation of the femur,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 10, pp. 108–119, Jun. 2012, doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.02.011.
- [10] F.-C. Kuan, K.-L. Hsu, C.-L. Lin, C.-K. Hong, M.-L. Yeh, and W.-R. Su, “Biomechanical properties of off-axis screw in Pauwels III femoral neck fracture fixation: Bicortical screw construct is superior to unicortical screw construct,” *Injury*, vol. 50, no. 11, pp. 1889–1894, Nov. 2019, doi: 10.1016/j.injury.2019.07.020.
- [11] GENERAL CATALOG”, Accessed: May 15, 2023. [Online]. Available: www.sawbones.com