

# Estudio biomecánico comparativo de una fractura femoral distal tratada con placa lateral y calvo retrógrado.

Jorge Rosell Pradas<sup>1</sup>, José Manuel Naveiro Gomez<sup>1</sup>, Jorge Albareda Albareda<sup>2</sup>, Luis Gracia Villa<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Afiliación: Grupo Biomateriales  
Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A)  
Universidad de Zaragoza, Mariano Esquillor s/n, 50018, Zaragoza, Spain.  
Tel. +34-976762707, e-mail: [680476@unizar.es](mailto:680476@unizar.es)

<sup>2</sup>Afiliación: Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa, Zaragoza

## Resumen

Las fracturas de fémur suponen en torno al 13% del total [1]. Deben ser tratadas quirúrgicamente con el objetivo de conseguir la estabilidad necesaria para la consolidación. Ante la falta de evidencias en los conocimientos existentes, los estudios biomecánicos son de máximo interés, permitiendo establecer los protocolos de tratamiento óptimos.

## Materiales y métodos

Este estudio plantea un análisis biomecánico comparativo entre las dos prótesis más usadas en el tratamiento quirúrgico de las fracturas femorales distales extraarticulares: clavo intramedular retrógrado y placa lateral. Se ha modelizado una fractura transversa, con gaps de fractura (separación entre superficies de fractura) de 0.5, 3 y 20 mm. Se analiza el comportamiento biomecánico que tiene cada implante y su efecto en los parámetros más críticos para una adecuada consolidación, como son: la estabilidad global de la osteosíntesis, los desplazamientos axiales y rotacionales producidos en el foco de fractura y los mapas de tensiones del hueso cortical y los implantes. Para ello se han creado 6 modelos distintos de elementos finitos.

El modelo tridimensional del fémur ha sido creado utilizando el Escáner Láser 3D Roland Picza y, a partir de una réplica anatómica de un fémur. Los modelos geométricos de los implantes se han creado mediante el software de diseño 3D llamado NX-Ideas a partir de las prótesis reales, este mismo software se ha usado para el proceso de mallado [2].

Para el mallado de las partes geométricas se han usado elementos tetraedricos con aproximación lineal con un tamaño medio de 1.5 mm. Los modelos de osteosíntesis desarrollados se muestran en la Figura 1.

Se considera un comportamiento elástico, lineal e isótropo para los distintos materiales. Las propiedades mecánicas de las diferentes partes se pueden ver en la Tabla 1.

Las condiciones de contorno son las mismas en los 6 modelos. En cuanto a las condiciones de contorno en desplazamientos, se impide el movimiento del área condilar femoral. Las condiciones de contorno para las cargas se han escogido considerando un apoyo accidental del pie en el suelo en la etapa postoperatoria temprana (sin tener en cuenta ningún tipo de regeneración ósea), escogiendo una carga equivalente al 25% de la carga fisiológica máxima. Las cargas se localizan en la cabeza femoral y en el trocánter mayor. Ver la Figura 2. [3]

Finalmente se definen las interacciones entre las diferentes partes del modelo como las propiedades de contacto entre mallas. Este proceso, el cálculo y la visualización de los resultados se realiza con el software ABAQUS [4]. Todo el proceso de desarrollo e implementación de los modelos se detalla en [5].

## Resultados

Comparando las osteosíntesis con placa lateral frente a las de clavo retrógrado, para los tres gaps de fractura: 0.5, 3 y 20 mm respectivamente se observa que:

- El desplazamiento global máximo se incrementa en un 148%, 163% y 137%, respectivamente. Un desplazamiento unas 2.5 veces superior en promedio para la placa lateral.
- La tensión máxima medida en el implante, placa frente a clavo, se incrementa en un 164%, 175% y 136%, respectivamente. Unas tensiones máximas unas 2.6 veces superiores en la placa en promedio.

- La tensión máxima medida en el hueso cortical se incrementa en un 35%, 42% y 5%, respectivamente.
- El desplazamiento axial medio medido en el foco de fractura se incrementa en un 1789%, 2072% y 2258%, respectivamente. Un desplazamiento medio unas 20 veces superior en promedio, siendo esta la mayor diferencia entre los dos implantes. Este resultado evidencia la principal diferencia entre los dos implantes: la rigidez a flexión.
- El ángulo rotado en el foco de fractura se incrementa en un 19%, 19% y 16%, respectivamente. Siendo la resistencia a torsión una de las características más similares entre la placa lateral y el clavo intramedular.

## Conclusiones

Ambas prótesis proporcionan suficiente estabilidad para tratar las fracturas distales de fémur, aunque su comportamiento mecánico es diferente.

Los clavos intramedulares proporcionan mayor estabilidad a nivel global y consiguen una distribución de tensiones más uniformes tanto en el hueso cortical como en el propio clavo. El clavo intramedular sobresale por su estabilidad axial en comparación con la placa lateral, debido a su gran rigidez frente a esfuerzos de flexo-compresión y al encontrarse más cercano al eje de la carga.

Las placas laterales forman osteosíntesis menos rígidas y tiene la desventaja de que los agujeros de inserción de los tornillos de bloqueo son concentradores naturales de tensión. En el caso de la placa las roturas por fatiga se producirían mucho antes que en un clavo intramedular si finalmente la fractura no es capaz de consolidar. La estabilidad rotacional es muy similar a la del clavo intramedular. La mayor desventaja que presentan las placas a nivel mecánico es su poca resistencia a flexión, lo que provoca grandes desplazamientos.

Se sabe que la movilidad en el foco de fractura estimula la respuesta fisiológica e inicia consolidación ósea secundaria, aunque se desconoce el umbral en el que estos micromovimientos son beneficiosos y apartir de que niveles pueden ser destructivos para las células.

## Referencias

- [1]. Court-Brown CM, Caesar B. Epidemiology of adult fractures: A review. En: *Injury*. 2006 Aug;37(8):691-7. doi: 10.1016/j.injury.2006.04.130.

- [2]. Siemens, I-deas® 11 NX Series PLM software [consulta: 27 de Febrero de 2021]. Disponible en: <https://www.plm.automation.siemens.com>.
- [3]. Loading of orthopaedic implants, OrthoLoad. [consulta: 27 de Febrero de 2021]. Disponible en: <https://orthoload.com/>.
- [4]. Dassault Systèmes [consulta: 27 de Febrero de 2021]. Disponible en: <https://www.3ds.com>.
- [5]. Herrera A, Rosell J, Ibarz E, Albareda J, Gabarre S, Mateo J, Gracia L. Biomechanical analysis of the stability of anterograde reamed intramedullary nails in femoral spiral fractures. En: *Injury*. 2020 Apr;51 Suppl 1:S74-S79. doi: 10.1016/j.injury.2020.02.034.

## Tablas y figuras

Tabla 1. Propiedades mecánicas de los materiales.

	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Acero 316LVM	192360	0.3
Hueso Cortical	20000	0.3
Hueso Trabecular	959	0.3



Figura 1. Modelos de elementos finitos desarrollados. Gaps de 0.5, 3 y 20 mm y, clavo retrógrado y placa lateral.

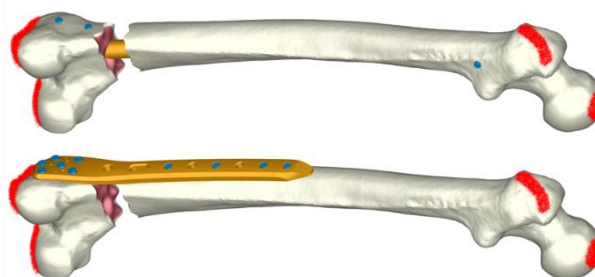


Figura 2. Condiciones de contorno. Áreas de aplicación de las fuerzas en la cabeza femoral y en el trocánter mayor (Áreas superiores). Movimiento de la zona condilar bloqueado (Área inferior).