

X JORNADA DE JÓVENES INVESTIGADORES DEL I3A

Estudio biomecánico comparativo de una fractura femoral distal tratada con placa lateral y clavo retrógrado

Jorge Rosell Pradas¹, José Manuel Naveiro Gomez¹, Jorge Albareda Albareda², Luis Gracia Villa¹
¹Grupo Biomateriales (I3A), ²Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa, Zaragoza

Las fracturas de fémur suponen en torno al 13% del total [1]. Deben ser tratadas quirúrgicamente tratando 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.

Este estudio plantea un análisis biomecánico comparativo entre las dos prótesis más usadas en el tratamiento quirúrgico de las fracturas femorales distales extraarticulares: el clavo intramedular retrógrado y la 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, como se puede ver en la **Figura 1** de la parte derecha.



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

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

El modelo tridimensional del fémur ha sido creado utilizando el Escáner Láser 3D Roland Picza a partir de una réplica anatómica. 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 tetraédricos con aproximación lineal con un tamaño medio de 1.5 mm.

Se considera un comportamiento elástico, lineal e isótropo para los distintos materiales, las propiedades mecánicas se pueden ver en la **Tabla 1**. Las condiciones de contorno son las mismas para los 6 modelos analizados. Se impide el movimiento del área condilar femoral en cualquiera de los tres ejes. Las cargas se han escogido considerando un apoyo accidental del pie en el suelo en la etapa postoperatoria temprana, 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 partes del modelo. Se establecen las propiedades de contacto entre diferentes partes, en unas con coeficientes de rozamiento y en otras con condiciones de bloqueo (simulando el efecto de las roscas de los tornillos). El proceso de cálculo y la visualización de los resultados se realiza con el software ABAQUS [4].

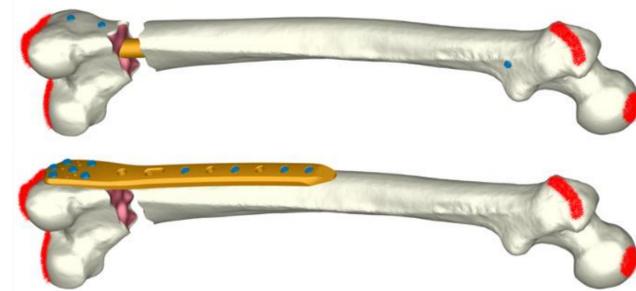


Figura 2. Condiciones de contorno. Áreas de aplicación de las fuerzas en la cabeza femoral y en el trocánter mayor. Movimiento de la zona condilar bloqueado.

Tabla 2. Resultados obtenidos en las simulaciones de elementos finitos.

	Placa lateral de 207 mm			Clavo retrógrado de 360 mm		
	0.5 mm	3 mm	20 mm	0.5 mm	3 mm	20 mm
Desplazamiento global máximo (mm)	4.98	5.36	5.38	2.01	2.04	2.27
Tensión máxima medida en el implante (MPa)	149.17	156.97	156.58	56.40	57.08	66.25
Tensión máxima medida en el hueso cortical (MPa)	15.35	16.77	16.37	11.35	11.84	15.52
Desplaz axial medio en el foco de fractura (µm)	227	247	248	12	11	10
Angulo relativo girado en el foco de fractura (°)	0.12	0.12	0.13	0.10	0.10	0.11

Comparando las osteosíntesis con placa lateral frente a las de clavo retrógrado, para los tres gaps de fractura respectivamente, y según los resultados mostrados en la **Tabla 2**, se observa que:

- El desplazamiento global máximo se incrementa en un 148%, 163% y 137%, respectivamente.
- La tensión máxima medida en el implante, placa frente a clavo, se incrementa en un 164%, 175% y 136%, respectivamente. 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.
- El ángulo rotado en el foco de fractura se incrementa en un 19%, 19% y 16%, respectivamente.

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 de la placa 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 axiales en comparación con el clavo intramedular. 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 a partir de que niveles pueden ser destructivos para las nuevas células.

[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.