

Principios mecánicos del enclavado centromedular

Jaime Gutiérrez Gómez,* Johnatan Germán Chávez Padilla**

RESUMEN

Se explica el principio de osteosíntesis dinámica utilizado por Küntscher en el diseño de su clavo y se comenta el problema de inestabilidad longitudinal y rotacional con este sistema. Se analizan los principios físicos sobre los cuales funciona un clavo centromedular, qué características lo hacen estable y cuáles son sus puntos de menor resistencia y por lo tanto de riesgo de falla. De igual forma, se discute cómo han ido mejorando estos defectos para lograr un sistema más eficiente.

Palabras clave: Clavos para huesos, osteosíntesis, biomecánica, enclavado intramedular.

SUMMARY

It explains the principle of dynamic osteosynthesis used by Küntscher on the design of his nail, the problem of rotational and longitudinal instability with this system is also discussed. The physical principles over which an intramedullar nail works are analyzed, as well as to which characteristics make it stable and where are its points of less resistance, making these the most vulnerable to failure risk. At the same time, the ways these malfunctions have been improved to create a more efficient system are also discussed.

Key words: Bone nails, osteosynthesis, biomechanics, Intramedullary nailing.

*La Historia del mundo es el seguimiento de un hombre en busca diaria de mantequilla y pan.
~Hendrik Wilhelm van Loon, The Story of Mankind*

PRINCIPIOS DE LA FIJACIÓN CENTROMEDULAR

El principio básico del enclavamiento centromedular es la «osteosíntesis dinámica». Si se enclava un objeto a lo largo de su estructura se genera una presión negativa que conlleva a un arqueamiento elástico del implante contra la estructura. Esta fijación interna ayuda a transmitir las fuerzas de un extremo a otro, por ejemplo en un hueso fracturado, produciendo tensión en el implante.¹

Küntscher utilizó esta idea básica cuando colocó su clavo dentro del canal medular. En su diseño, a la sección transversal, el clavo era más ancho que el

* Vicepresidente AMOT, Coordinador del Servicio de Ortopedia y Traumatología Hospital General Regional, Tuxtla Gutiérrez, Chiapas.

** Residente de Ortopedia y Traumatología, en Hospital Gral. Regional. Tuxtla Gtz, Chiapas.

Dirección para correspondencia:

Dr. Jaime Gutiérrez Gómez

Médica Norte, 4a pte. 836-3. Col. Centro, Tuxtla Guitierrez, Chiapas.

Correo electrónico: jaimegtz_doc@yahoo.com.mx

canal medular y en forma de trébol para permitir un mayor ajuste a la cortical interna y por lo tanto una fijación estable. Así mismo, el clavo fue diseñado con una ranura longitudinal con la idea de que esta sección abierta permitiese la compresión del clavo gracias al estrechamiento del canal medular con lo que se pretendía, además, controlar la rotación de los segmentos fracturados (*Figura 1*).

Su configuración más fuerte se logra al colocar la ranura en la parte anterior del hueso, en el lado de la fractura que está bajo tensión; de lo contrario, si se colocara del lado posterior se produciría una deformación local con cargas en flexión elevadas. El problema apareció con la aplicación del clavo al momento de buscar estabilidad longitudinal y rotacional.²

En estudios previos se identificaron tres propiedades mecánicas de vital importancia para el funcionamiento del enclavado centromedular: fuerza en flexión, rigidez en flexión, y rigidez torsional. La fuerza en flexión es el valor requerido del momento en flexión para producir 1.3 mm de deflexión permanente, medido en una curva de carga-flexión cuando las cargas son aplicadas igualmente en dos puntos a 3.8 cm de separado y el clavo es soportado en dos partes a 11.4 cm de separado. La rigidez en flexión es la relación del momento en flexión a la deflexión total, medido en el mismo punto en la curva de carga-flexión y por último, la rigidez torsional, que es la relación del torque aplicado con el ángulo de giro a 2.5 cm de la longitud del clavo.³

El comportamiento mecánico del implante depende del material con el que está hecho y de su geometría. La rigidez de una estructura cilíndrica con respecto a la flexión y a la torsión es proporcional a la cuarta potencia del radio o mejor llamado, momento polar de inercia. Cuanto más alejado esté el material del eje de flexión y de torsión, más rígida será la estructura, teniendo así que el aumento de grosor del clavo 1 mm, aumenta su rigidez de 30 a 45 por ciento. El agarre y la estabilidad de la fijación depende de la superficie de contacto que exista entre el clavo y el hueso, superficie que puede ser alargada si el implante se curva de acuerdo con las necesidades anatómicas del hueso o también se puede ampliar si se rima el canal medular, ya que permite colocar clavos de mayor diámetro y naturalmente con mayor resistencia. Cuando el diámetro incrementa, también lo hace la rigidez. Sin embargo, si la cortical se adelgaza se produce un efecto inverso, lo que aumenta el riesgo de complicaciones.^{2,3}

Otra característica importante del clavo es su longitud de trabajo (*Figura 2*), la cual está constituida por la porción del clavo que no tiene soporte entre las áreas de agarre proximal y distal entre el clavo y el hueso; esta longitud

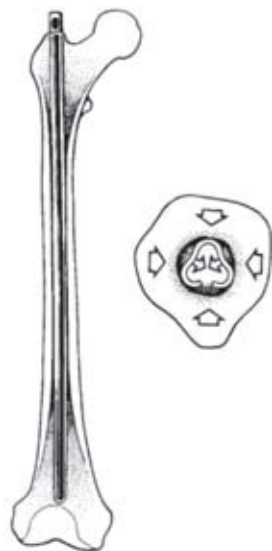


Figura 1. Clavo centromedular diseñado por Küntscher. Sección transversal en forma de trébol con una ranura longitudinal.

puede variar desde 1 a 2 mm en una fractura transversa del istmo, hasta varios centímetros en una fractura diafisaria conminuta. En una fractura conminuta fijada con un clavo estático, la longitud del trabajo es la distancia entre los tornillos proximales y distales; esta distancia influye en la rigidez del clavo, tanto en flexión como en torsión; por lo tanto, una distancia de trabajo corta mejorará la rigidez del implante.^{1,5}

El desarrollo de los clavos bloqueados, consistente en la inserción perpendicular de tornillos a través del hueso y del clavo aumentó la estabilidad rotacional y longitudinal de la fijación, proporcionando un bloqueo estático (tornillos previenen movimientos y por lo tanto compresión de los fragmentos) y dinámico (los orificios son ovalados, lo que permite aplicar compresión a los fragmentos y acelerar la formación del callo óseo) (Figura 3).^{2,4}

Con una carga de torsión un clavo se retuerce y resbala por el canal medular, al hacerlo permite un desplazamiento angular tras la liberación de la carga. La fuerza de agarre es la resistencia ante el deslizamiento en la superficie de contacto entre el implante y el hueso, y es esencial para el intercambio de fuerzas entre los fragmentos fracturados.⁵ El enclavamiento optimiza su agarre al fijar rígidamente el clavo al hueso con los tornillos.

Dentro de las características mecánicas de los clavos se mencionó que debido a las condiciones de fuerza estática, rigidez en flexión y fatiga, los clavos pueden fallar en su tercio distal (Figura 4), principalmente en el orificio proximal de los dos distales. Para evitar esto, las compañías mercadotécnicas comenzaron a fabricar clavos reforzados en sus porciones proximal y distal, así como

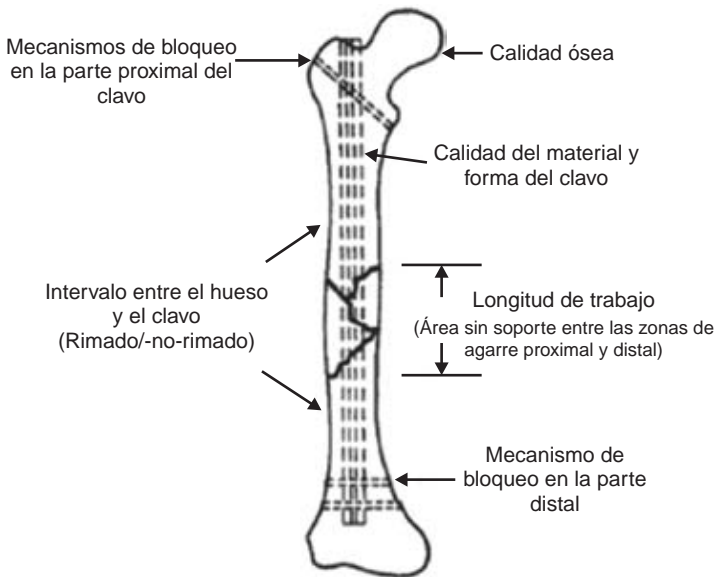


Figura 2. Se ilustra la zona denominada longitud de trabajo del clavo.

aleaciones de titanio, con lo que aumentaron su rigidez y al mismo tiempo se disminuyó su punto de fatiga.^{2,7} Wilkey en su estudio demostró que hay diferencias estadísticamente significativas entre fuerza y rigidez en los segmentos comprendidos entre el tercio proximal, medio y distal de un clavo centromedular por lo que la flexibilidad es necesaria para permitir la inserción del clavo sin dañar el hueso y para permitir la transferencia de estrés al hueso durante la con-

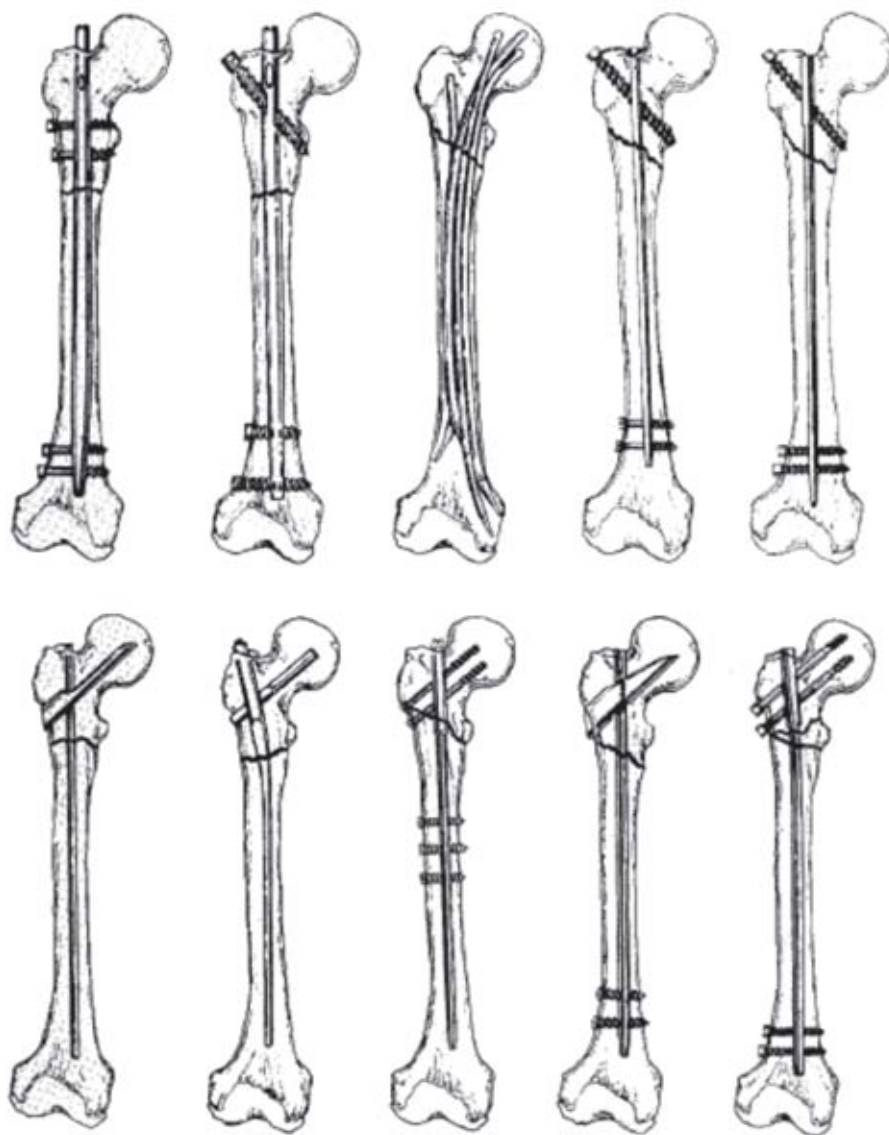


Figura 3. Diferentes medios y puntos para bloquear un clavo.

solidación, si el implante es muy rígido (más rígido que el hueso) puede haber alteraciones en el proceso de reparación y reabsorción del tejido óseo, pudiendo generar un retardo en la consolidación y por lo tanto el implante tendría que ser cargado y forzado por un periodo más largo, lo que podría resultar en la fatiga del mismo porque es estresado más allá de su fuerza última antes de la consolidación de la fractura. Este fenómeno explica por qué incluso los implantes reforzados fallan en su porción distal y proximal.⁷

La mayoría de los ensayos se han realizado en fémur debido a que es el hueso de carga con mayor sollicitación en flexión y compresión. En 1987, Bucholz y cols probaron que el mejor sitio para colocar los tornillos distales en fracturas diafisarias de fémur era a 5 cm del trazo de fractura.⁹ Con el tiempo, los materiales y los implantes han evolucionado hacia lo que son ahora, en su mayoría, aleaciones de titanio. Shannon y cols⁸ reprodujeron el estudio de Bucholz sosteniendo que la flexibilidad de los nuevos implantes permitía un bloqueo más proximal al trazo de fractura a menos 3 cm sin presentar fatiga del orificio proximal de los distales. Sin embargo, siempre hay que considerar ciertos factores que afectan la transferencia de carga entre el fémur y el clavo, causando estrés en el implante durante la carga axial en combinación con flexión. Dentro de éstos, se encuentra la conminución o el peso a la descarga al final de la fractura, el número de tornillos distales colocados, la distancia entre el sitio de fractura y el tornillo más proximal de los distales, así como el agarre endosteal entre el implante y el hueso.⁸

En el enclavado endomedular de tibia también se han observado roturas pero no tanto del cuerpo del clavo como ocurre en el enclavado de fémur, sino de los tornillos de bloqueo. El método de elección para fracturas de tibia cerradas o abiertas es el enclavo endomedular sin fresar. Estos clavos bloqueados estáticamente son dispositivos de carga, los cuales regularmente se ocupan por periodos largos, especialmente en fracturas con defectos óseos. Sin embargo, son implantes temporales con una expectativa de vida limitada bajo condiciones de carga dinámica continua. En casos de retraso de la consolidación y pseudoartrosis (no unión), se espera una falla mecánica por fatiga atribuible al estrés dinámico que presenta. Varios artículos reportan fracturas por fatiga en los tornillos de bloqueo con una alta incidencia de hasta 50 por ciento.¹⁰

Christian Gaebler y cols demostraron, en un estudio comparativo con once tipos diferentes de tornillos de bloqueo, que la característica más importante era su fuerza en fatiga. Para mejorar esta fuerza fue necesario modificar tres variables: el material, el diámetro del tornillo, y la rosca. A este respecto, se ha visto que la aleación de titanio tiene una mayor fuerza en fatiga que el acero inoxidable; también se ha determinado que hay una mejoría de la resistencia a nivel de los orificios con la ausencia de rosca en el sitio donde el tornillo hace contacto con el clavo, lo que aumenta al doble la fuerza en fatiga, encontrando como único problema que este tipo de tornillos se afloja más rápidamente.¹¹

El enclavado endomedular sin fresar requiere que los implantes sean de menor diámetro, por lo que si se incrementara el diámetro de los orificios para su bloqueo, también aumentaría su riesgo de fatiga y por ende su falla; por tal motivo, se sugiere que se usen tornillos de 4.5 mm con rosca completa o sin ros-

ca en el sitio de contacto entre el clavo y el tornillo, lo que permite la descarga completa de la extremidad en forma temprana. Al aumentar la fuerza en fatiga de los tornillos de bloqueo, el porcentaje de retraso en la consolidación y de pseudoartrosis va a disminuir consecuentemente.¹¹

La fijación interna de fracturas de huesos largos ha evolucionado en las últimas décadas con un cambio: se da ahora mayor importancia a los aspectos biológicos que a los mecánicos,¹² se prefieren ahora fijaciones más flexibles para ayudar a la formación del callo óseo sin que sea necesaria una reducción tan precisa; esto disminuye el trauma quirúrgico y proporciona mejores condiciones biológicas para la curación de la fractura; con este acercamiento se ha demostrado que se consigue una mejor consolidación, conllevando a un cambio en los materiales con los que son fabricados los clavos y, por lo tanto, de su biomecánica; de esta forma, las investigaciones futuras seguirán realizándose de acuerdo al tipo de clavo que se esté presentando.

El enclavado centromedular ha evolucionado a través de los años: con las nuevas técnicas desarrolladas para su colocación, con los nuevos implantes introducidos en el mercado, así como sus métodos de bloqueo, hoy en día el cirujano ortopeda tiene una gran variedad de clavos endomedulares para ofrecer al paciente un manejo más adecuado de acuerdo a sus necesidades, sin dejar de cumplir con los principios biomecánicos que son el fundamento para llevar a cabo una osteosíntesis exitosa. Es necesario estudiar las necesidades de fractura de cada paciente para poder elegir de manera adecuada el mejor implante que ofrezca las propiedades mecánicas y biológicas que lo lleven a una resolución temprana y completa de su problema.

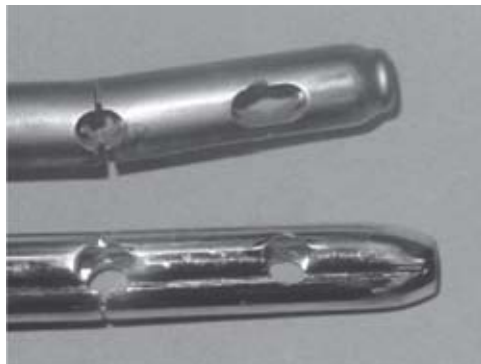


Figura 4. Obsérvese la fractura total del clavo a nivel del orificio proximal del segmento distal.

BIBLIOGRAFÍA

1. Witzgreuter T. The origin, history and use of the intramedullary nail, OTC. www.naot.org National Association of Orthopaedic Technologists 2005.
2. Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, et al. *Skeletal Trauma*. Second Edition. Philadelphia: WB Saunders, 1998.
3. Hey-Groves EW. Methods and results of transplantation of bone in the repair of defects caused by injury or disease. *Br J Surg* 1918; 5: 185-242.
4. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R, et al. *Manual of internal fixation*. Berlin: Springer, 1991.
5. Bucholz RW, Heckman JD. *Rockwood & Green's fractures en el adulto 5ª edición*. Madrid, España. Marban, 2003.
6. Allen WC. A fluted femoral intramedullary rod. *J Bone and J Surg* 1978; 60-A: 4, 506-15.
7. Wilkey KD, Mehserle W. Mechanical characteristics of eight femoral intramedullary nailing systems. *Journal of Orthopaedic Trauma* 1998; 12: 177-85.

8. Antekeier SB, Burden R. Mechanical study of the safe distance between distal femoral fracture site and distal locking screws in antegrade intramedullary nailing. *J Orthop Trauma*. 2005; 19: 693-7.
9. Bucholz RW, et al, Fatigue fractures of the interlocking nail in the treatment of the distal part of the femoral shaft. *J Bone Joint Surg* 1987; 69: 1391-9.
10. Greitbauer M, Heinz T, Gaebler C, Stoik W, Vecsei V. Unreamed nailing of tibial fractures with the solid tibial nail. *Clin Orthop* 1998; 350: 105-14.
11. Gaebler C, Stanzn-Tschegg, et al. Fatigue strength of locking screws and prototypes used in small-diameter tibial nails: a biomechanical study. *J of Trauma Injury, Infections and Critical Care* 1999; 47: 379-84.
12. Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. *J Bone & Joint Surg* 2002; 84-B: 1093-110.