

Biomecánica de los fijadores externos

Dr. ALBERTO A. FERNANDEZ DELL'OCA*

INTRODUCCION

Mucho se ha escrito sobre la incidencia de la excesiva o insuficiente rigidez de los fijadores externos sobre la consolidación de las fracturas.

Las opiniones son dispares, desde afirmar que el fijador externo es "una máquina de fabricar pseudoartrosis", hasta afirmar que "el tratamiento ideal de una fractura cerrada de pierna es el fijador circular"^{5,9}.

Entre aquellos cirujanos que utilizamos con frecuencia la fijación externa como método terapéutico para fracturas y pseudoartrosis, se han desarrollado diferentes corrientes con diferentes conceptos biomecánicos. Cada una ha desarrollado un tipo de aparato de fijación externa de acuerdo con la base conceptual biomecánica que maneja.

Base conceptual biomecánica → Aparato de fijación externa

Trabajando con un determinado aparato de fijación externa que durante el uso han ido perfeccionando, para solucionar los problemas que van surgiendo, cada uno de estos grupos ha logrado generalmente obtener buenos resultados.

Es así que, al buscar las bases biomecánicas que explican sus resultados, frecuentemente satisfactorios, suelen jerarquizar aquellas funciones que su aparato cumple con precisión y declararlas fundamentales

para obtener buenos resultados con la fijación externa. Y suelen considerar biomecánicamente irrelevantes las características que su aparato no tiene.

Por ejemplo, quienes trabajan con fijadores bilaterales o circulares, con clavos transfixiantes, jerarquizan la compresión axial del foco, fácilmente obtenible con sus aparatos. Quienes trabajamos con fijadores monolaterales, con clavos no transfixiantes, tendemos a considerar irrelevante esta compresión axial, difícil de obtener con los fijadores monolaterales.

Aparato de fijación externa → Base conceptual biomecánica

Creemos que hay una interrelación de ida y vuelta, entre bases conceptuales biomecánicas y aparato de fijación externa utilizado.

Un tercer fenómeno que hemos encontrado es el de la **idealización biomecánica del aparato**.

Por ejemplo, alguno de los grupos que trabajan con el aparato de Ilizarov le atribuye clásicamente al fijador anular "una alta rigidez a los esfuerzos cizallantes, rotatorios y flexores y una inestabilidad elástica axial", que sería el ideal biomecánico para la consolidación fracturaria¹⁰.

Pero en el laboratorio ese aparato no se comporta de tal modo. Hay un conflicto entre la descripción teórica idealizada del comportamiento biomecánico del aparato y los resultados experimentales.

Nuestros resultados muestran que en lugar de un exoesqueleto rígido al esfuerzo flexor, al comparar: Ilizarov con 4 anillos,

* Tomás Diago 620, Apto. 801, (11300) Montevideo, República Oriental del Uruguay.

KW a 90° y tensión ideal - Tubular AO - Wagner, encontramos una marcada inestabilidad del Ilizarov, consecuencia del deslizamiento del hueso sobre los alambres (Fig. 1) (deslizamiento ya descrito que ha obligado a cementar los alambres al modelo plástico del hueso para poder analizar el modelo)⁶.

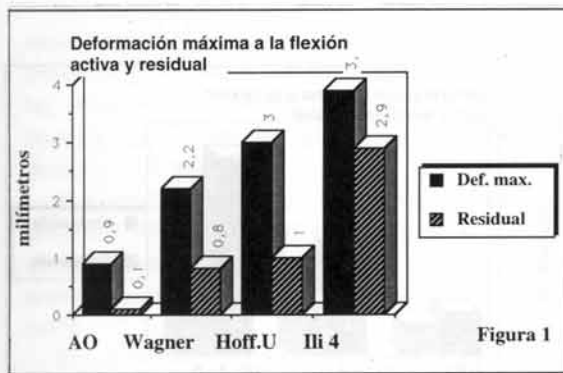


Figura 1

Entendemos la interrelación ida y vuelta entre conceptos biomecánicos y aparato de fijación externa utilizado, pero parece demasiado idealizar el perfil biomecánico de un aparato de fijación externa atribuyéndole propiedades que el mismo realmente no posee. Hemos encontrado una situación similar con otros fijadores no anulares.

ANÁLISIS BIOMECANICO. TERMINOLOGIA BASICA

Se suele oponer **rígido** a **elástico**, y eso es un error.

Todos los fijadores se pueden deformar de un modo **elástico** (cuando al cesar la fuerza actuante el montaje vuelve a su estado inicial), y de un modo **plástico** (cuando al cesar la fuerza actuante el montaje permanece deformado).

En la fase de deformación elástica, un fijador puede ser más o menos rígido, según se deforme el montaje menos o más ante determinada carga.

Se define la rigidez de un montaje en la fase de deformación elástica.

Rígido se opone a flexible, no a elástico entonces.

Pero además un fijador puede ser relativamente rígido al esfuerzo flexor e inestable al esfuerzo axial, por ejemplo (fijador deslizante). Inestabilidad selectiva.

O puede ser inestable en neutralización y aumentar considerablemente su rigidez al estar bajo tensión en distracción, por ejemplo (Ilizarov).

Un fijador puede ser axialmente inestable de modo elástico (Ilizarov), o axialmente inestable de modo plástico (Orthofix).

Entendiendo los términos básicos no es difícil obtener información sobre el perfil biomecánico de cada fijador.

A través de resultados de laboratorio confiables, que los hay.

No aceptando, sin crítica previa, las descripciones idealizadas de cada fijador proporcionadas por sus más fanáticos seguidores, o menos aún por los promotores comerciales del producto.

FIJACION EXTERNA ATRAUMATICA

Hay dos modos básicos de colocar un fijador externo:

- Antes de la reducción de la fractura.
- Después de la reducción de la fractura.

Nuevamente, la influencia de las características del fijador sobre las bases conceptuales.

Los autores que utilizaban fijadores sin capacidad total de reducción argumentaban que sólo mediante la colocación del FE a una fractura previamente reducida se podía evitar la tensión de las partes blandas y el consiguiente aflojamiento de los clavos (Fig. 2)⁷.

Los que utilizaban FE con capacidad total de reducción, aprendieron a utilizar el FE como un mango para reducir la fractura y desarrollar el concepto de FE atraumática¹.

Cada uno suele considerar imprescindible a nivel teórico lo que su aparato puede hacer e irrelevante o pernicioso lo que no.

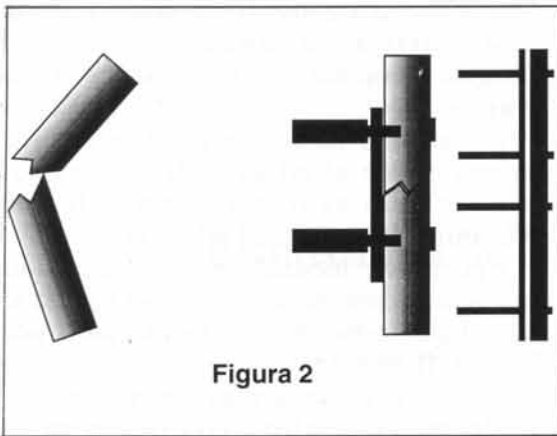


Figura 2

Hoy en día creemos que el punto no está más en discusión.

En la era del respeto a la vascularización ósea, de la fijación biológica, no se puede concebir un FE que nos obligue a la reducción previa a su colocación (con la consiguiente agresión a los extremos óseos, ya bastante agredidos por el agente traumático).

Un fijador con capacidad total de reducción, que nos permita no agregar ningún trauma a los extremos óseos a los efectos de su fijación, nos parece imprescindible tanto para el manejo de fracturas cerradas como expuestas.

Una puntualización biomecánica fundamental. Para efectuar técnica de inserción atraumática no alcanza con un FE que tenga muchas posibilidades de corrección de la reducción luego de fijada la fractura (Wagner por ejemplo). Se requiere un FE con todas las posibilidades de corrección de la reducción (Hoffmann unilateral, por ejemplo).

FE EN ALARGAMIENTOS Y FE EN FRACTURAS

En la FE de una fractura, las partes blandas no suelen ser de mucha ayuda en la estabilización fracturaria. Importa más la estabilidad intrínseca del FE y la estabilidad agregada por el apoyo hueso-hueso en las fracturas no conminutas.

En la FE en un alargamiento, las partes

blandas tensadas con fuerzas axiales que pueden llegar a los 80 kg, aumentan la estabilidad del montaje de un modo considerable por un doble efecto. Por la acción de manguito que rodea al hueso estabilizándolo, y porque aumenta la estabilidad intrínseca del FE bajo tensión. Efecto claro para todos los FE que hemos testeado, pero más notorio para el Ilizarov de 4 anillos (Fig. 3).

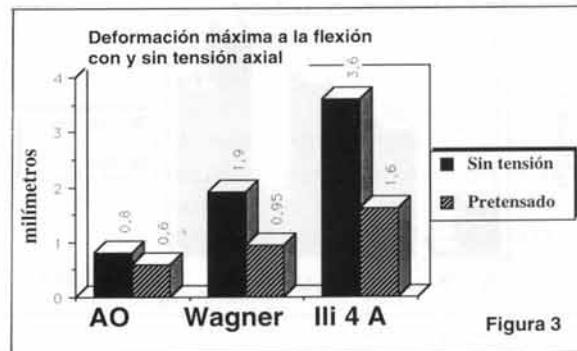


Figura 3

El análisis biomecánico de fijadores monolaterales y de anillos en montajes para alargamientos ha mostrado, como vimos, perfiles totalmente diferentes.

Sin embargo los resultados clínicos obtenidos cuando se han utilizado protocolos similares con aparatos diferentes han sido totalmente comparables, lo que cuestiona profundamente la real importancia del perfil biomecánico del aparato de FE que se use para alargamientos.

¿QUE CLAVOS USAR?

Hoy en día son la regla los FE monolaterales, quedan pocas indicaciones para FE de anillos o híbridos que usen KW y se reservan solamente para algunas artrodesis los clavos de Steinmann.

Corresponde analizar entonces los diferentes tipos de clavos de Shanz.

Los hay:

— *Cilíndricos:*

- Con rosca larga, continua o interrumpida.

- Con rosca corta, monocortical.

- Cónicos.

Para su uso en adultos y en huesos grandes, los hay de 4 mm, de 5 mm, y de 6 mm de diámetro.

Los hay autoperforantes y que exigen perforación previa.

Los hay para uso en hueso esponjoso y para uso en hueso cortical.

Cuanto mayor el diámetro, mayor la estabilidad posible del montaje, pero también **mayor el riesgo de fractura** en la cicatriz que en el hueso dejó el clavo.

Es fundamental que no se libere demasiado calor al colocar el clavo, por la necrosis térmica ósea ulterior con aflojamiento. Por eso se acepta en general que por encima de 4 mm de diámetro se requiere perforación previa.

Si bien sabemos que hay en el momento grupos bajando con prototipos de clavos autoperforantes de 5 mm de diámetro de nuevo diseño que no liberarían demasiado calor.

En el momento de elegir qué clavo usar nos parece importante, sobre todo por la urgencia, que sea el de sencilla colocación. Que no requiera control radiográfico de profundidad de inserción. Son todos elementos que pueden complicar considerablemente la colocación de un FE.

Como no se ha demostrado fehaciente-

mente la superioridad de ninguno de los clavos sobre los demás respecto del aflojamiento, sugerimos utilizar aquel con el que se sienta más cómodo el cirujano.

BIBLIOGRAFIA

1. Burny F: Elastic external fixation of tibia fractures: study of 1421 cases. *In*: Brooker A, Edward Ch (eds): External fixation. The current state of the art. Williams & Wilkins, Baltimore, 1979.
2. Cañadell J: Sobre el aumento de versatilidad y ampliación de las posibilidades de un fijador externo monolateral en traumatología y ortopedia. *Rev de Ortop y Traumatol (española)* 30: 1B, Fas 4, 1986.
3. De Bastiani G, Aldegheni R, Renzi Brivio L, Trivelli G: Chronodiastasis-controlled symmetrical distraction of the epiphyseal plate. *J Bone Jt Surg* 68-B (4): 550-556, 1986.
4. Fernández A: External fixator of the leg using unilateral biplanar frames. *Arch Orthop Trauma Surg* 104: 182-186, 1985.
5. Gallinaro P: Davos. Comunicación personal, 1991.
6. Gasser B, Wyder D, Schneider E: Comparative investigation on the biomechanical properties of the circular and other three-dimensional external fixators, 1986.
7. Mezhemina EP, Roulla EA, Pecherki AG et al: Methods of limb elongation with congenital inequality in children. *J Pediatr Orthop* 4 (2): 201-207, 1984.
8. Perren S: Basic aspects of internal fixation. *In*: Müller ME et al (eds): *Manual of Internal Fixation*. Springer Verlag, Berlin, 1992.
9. Sarmiento A: Comunicación personal. Santiago de Chile, 1984.
10. Yenny G: Comunicación personal. Montevideo, Uruguay, 1994.