

# Estudio de las fuerzas que entregan los clavos intramedulares elasto-plásticos rectificados y confinados

## I. Propiedades elasto-plásticas

ROBERTO PATERSON Y GUILLERMO M. DEL SEL

*Sanatorio Mater Dei, Buenos Aires.*

**RESUMEN:** Este es el primero de una serie de trabajos realizados, cuyo propósito es poner en evidencia la capacidad que poseen los clavos elasto-plásticos, previamente conformados, de entregar fuerzas endomedulares cuando, al ser introducidos dentro del conducto medular, rectifican y confinan sus arcos de curvatura. Se manifiestan sus tensiones residuales (acción de resorte tensado) y su ductilidad (deformación plástica). Se midió la longitud y el diámetro de 12 clavos elasto-plásticos, y se les efectuaron estudios químicos y metalográficos. Se construyó un aparato de rectificación progresiva a tornillo del radio de curvatura, con el que se midieron las flechas residuales luego de 9 pasos de acortamiento progresivo de la flecha (entre 100 y 10 mm) en 3 ensayos. Con la pendiente de la media de los "valores más probables", se determinaron los porcentuales de los rangos de fuerza y deformación plástica de cada clavo. Se los agrupa por sus coeficientes elasto-plásticos en: 1) elástico (%CE) entre el 50 y el 40%, 2) plástico (%CP) entre el 60 y el 70%. Estas propiedades elasto-plásticas les permiten ductilidad para lograr largos contactos con el endostio y fuerzas que aplican, como "un resorte tensionado", en cada zona de contacto clavo-hueso. Estas fuerzas continuas y persistentes actúan mientras el clavo se mantiene confinado. Por considerarlo más preciso y descriptivo se propone el nombre de: "Sistemas Tensionados por Fuerzas Selectivas". En el próximo trabajo, se expondrán los valores de las fuerzas y de los momentos que aplican.

**PALABRAS CLAVE:** Clavos elasto-plásticos. Fuerzas endomedulares. Ductilidad. Acción de resorte tensado.

### STUDY OF THE CAPABILITY OF PRE-SHAPED ELASTO-PLASTIC NAILS TO TRANSFER ENDOMEDULLARY FORCES I. ELASTO-PLASTIC FEATURES

**ABSTRACT:** This is the first in a series of research studies, designed to demonstrate that pre-shaped elasto-plastic nails can generate endomedullary forces when following their insertion in the medullary canal, they rectify and confine the arcs of curvature. Evidence of their residual tension (springiness property) and ductility (plastic deformation) is provided. Length and diameter of 12 elasto-plastic nails were measured and chemical and metallographic studies were conducted. A device designed for the ongoing screw-mediated rectification of curvature radius was built. Three essays were performed with each pin, measuring residual arrow lengths after a 9-steps progressive arrows shortening (from 100 to 10 mm). Based on the mean slope of the "most probable values", the percent ranges of strength and plastic deformation were calculated for each pin. Pins were categorized in terms of their elasticity (%EC)/plasticity (%PC) coefficients pins as follows: 1) elastic, EC 50-40%, and 2) plastic, PC 60-70%. These elasticity-plasticity properties enhance pin ductility to achieve prolonged pin-endosteal contacts and forces that work as a strained spring in each bone-pin contact area. These ongoing, persistent forces will work so long as the pin continues to be confined. We propose the name "Strained Systems for Selective Forces", which we consider most precise and descriptive. A forthcoming study will deal with the amount of forces and moments obtained.

**KEY WORDS:** Elasto-plastic nails. Endomedullary forces. Ductility. Springiness property.

Existen numerosas publicaciones que comunican el uso de clavos endomedulares flexibles y presentan los resultados obtenidos con estos clavos en fémur,<sup>9,16,20</sup> en tibia<sup>14,17,21</sup> y en húmero.<sup>4,10</sup>

Sin embargo, el desarrollo y la utilización de estos clavos no alcanzaron el interés de otros métodos (fijadores ex-

Recibido el 27-12-2000. Aceptado luego de la evaluación el 9-3-2001. Correspondencia:

Dr. ROBERTO PATERSON  
Parera 163, piso 12 "B"  
(1014) Capital Federal  
Argentina  
Tel./fax: 4812-0804  
E-mail: paterson@anice.net.ar

ternos y clavos acerujados) que lograron mayor difusión.<sup>25,13</sup> Tal vez esto se deba a que la mayoría de los trabajos buscan mostrar los resultados obtenidos utilizando clavos flexibles y, en pocos, se busca comprender sus propiedades mecánicas. En la generalidad de los casos utilizados como ejemplos, les basta atravesar el foco de fractura con clavos rectos adaptados a la forma del conducto medular<sup>10,13,15</sup> o doblan la punta para que se introduzca en la epífisis distal de la tibia.<sup>19</sup> En otros trabajos, Firica y cols., destacan que la "elasticidad" de los clavos de Ender montados en arcos-secantes, con control de las solicitudes principalmente en un plano, es una condición importante para la efectividad de las osteosíntesis en lo que denominan "osteosíntesis elástico estable".<sup>7</sup> Nagano y cols., con el estudio de la estabilidad rotacional y de flexión en las fracturas de tibia distal,<sup>15</sup> y Brueckmann, que menciona la "fuerza" que provocan los clavos predoblados contra las corticales,<sup>1</sup> destacan su principal característica sin avanzar en el análisis de las propiedades mecánicas.

Consideramos que es necesario profundizar este estudio para poder explicar la versatilidad que tienen estos clavos al entregar fuerzas endomedulares como resultado de la rectificación elástica del arco de curvatura previamente conformado. Esta fundamental propiedad permite explicar por qué y cómo pueden lograrse con ellos los mejores resultados. Debido a ella se pueden desplegar gran variabilidad de magnitudes de fuerzas que, distribuidas en varios planos, permiten alinear y estabilizar los distintos tipos de fracturas. A su vez, ofrecen una amplia gama de deformaciones plásticas que, como se mostrará, pueden ser adecuadas a los diferentes estados de resistencia ósea.

## Objetivos

Este es el primero de una serie de trabajos realizados, algunos concluidos y otros en curso, que tienen por objetivo determinar las propiedades mecánicas de estos clavos y explicar las interacciones que se producen en las zonas

de contacto clavo-hueso y clavo-clavo. Sobre la base de estos conocimientos básicos, se describen las modalidades técnicas necesarias para su adecuada utilización y se muestran los resultados que se logran cuando se emplean convenientemente las propiedades mecánicas que poseen. En este trabajo, comunicamos los resultados de ensayos realizados para determinar las respuestas elasto-plásticas de estos clavos. Se busca comprender la utilidad tanto de la ductilidad del material (deformaciones plásticas), como de la recuperación elástica bloqueada dentro del conducto medular (resorte tensionado), para la reducción y la estabilidad en las osteosíntesis de los huesos largos.

## Material y métodos

Se analizaron 12 clavos elasto-plásticos (tipo Ender) de distintos fabricantes y orígenes. Se midieron las longitudes y los diámetros de los clavos (Tabla I). Se realizó el estudio químico y metalográfico de estos clavos. Todos los arcos en los clavos fueron conformados con una curvatura única y simétrica (Fig. 1). Como su utilización se basa en imprimirlas un arco de radio suficiente, empleamos las longitudes de la cuerda (la recta que une los dos extremos del clavo) y de la flecha (la recta entre un punto de la cuerda y el punto de la curva más alejado de ella) para caracterizar sus curvaturas (Fig. 1 A).

Se diseñó y construyó un aparato de rectificación "a tornillo" del radio de curvatura de los clavos (aplastamiento progresivo), que permite medir las variaciones de sus flechas y sus cuerdas, y observar las modificaciones que se producen en la geometría de sus arcos (Fig. 2). La longitud de la flecha se utilizó como indicador de las variaciones de los radios de curvatura del clavo (rango de deflexión). La geometría del arco varía con la longitud del clavo considerado (Fig. 1 A y B).

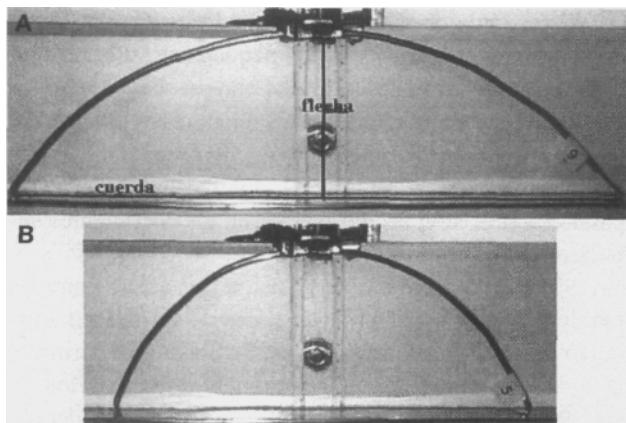
En cada clavo, se realizaron tres ensayos de aplastamiento por pasos de 10 mm, partiendo de 100 mm de flecha inicial y forzando la rectificación de su curvatura hasta llevarlo a 10 mm de flecha final (Fig. 3A y B).

Se registraron los valores de las flechas y cuerdas provocadas, y de las flechas y cuerdas residuales. Llamamos flechas y cuerdas residuales a las que mantienen el clavo al ser retirado del aparato de rectificación del arco (Fig. 4A y B).

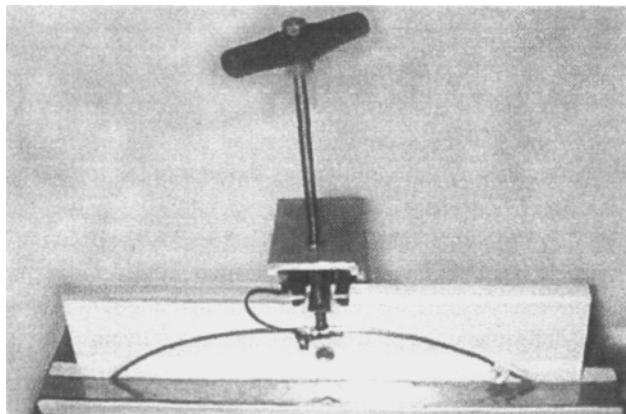
Se efectuaron los ajustes por cuadrados mínimos (regresión lineal) de los valores de la media de los tres ensayos para cada uno de los 9 pasos. Estos datos fueron considerados los "valores más

**Tabla 1.** Fabricación, procedencia, longitud y diámetro de los 12 clavos elasto-plásticos analizados

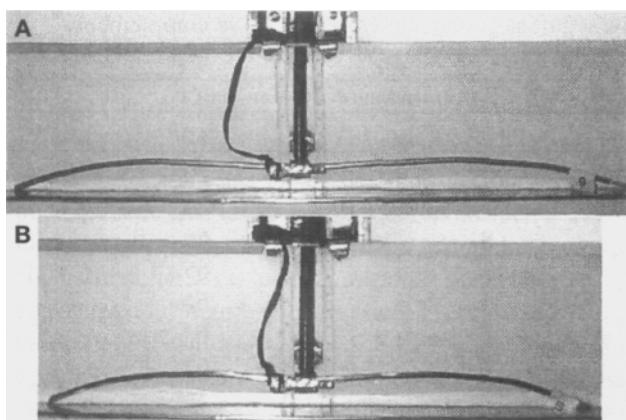
Clavo	Fabricante	Procedencia	Long. (mm)	Ø (mm)
1	IOA	Argentina	401	4,70
2	IOA	Argentina .	339	4,50
3	FICO	Argentina	390	4,35
4	FIGO	Argentina	427	4,40
5	FICO	Argentina	341	4,30
6	FICO	Argentina	368	4,20
7	FICO	Argentina	386	4,25
8	FICO	Argentina	353	4,55
9	UKH	Austria	433	4,50
10	FICO	Argentina	420	4,40
11	FICO	Argentina	409	4,25
12	FICO	Argentina	398	4,45



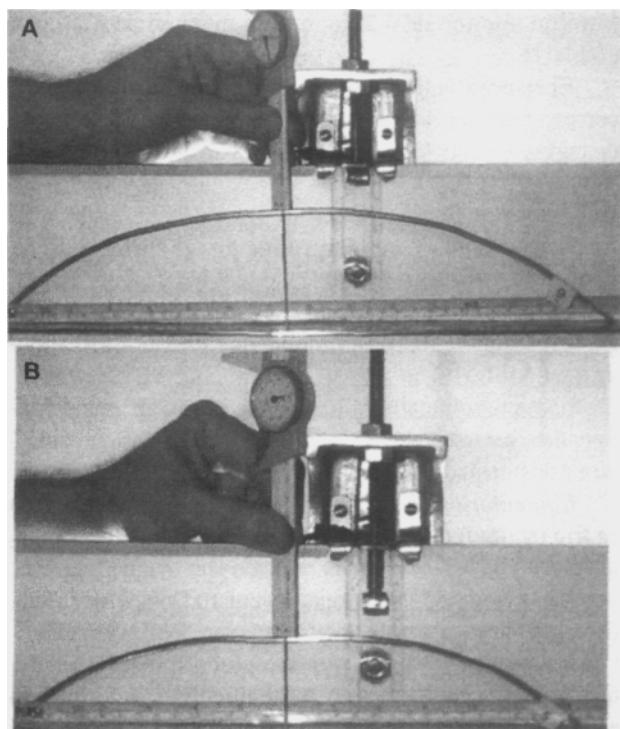
**Figura 1.** A, arco con flecha de 100 mm en un clavo largo, 433 mm de longitud. Flecha y cuerda indicados. B, arco con flecha de 100 mm en un clavo corto, 341 mm de longitud.



**Figura 2.** Aparato de aplastamiento progresivo de la curvatura de los clavos.



**Figura 3.** A, rectificación forzada hasta una flecha de 20 mm del clavo con mayor rango elástico, 60%. B, rectificación forzada hasta una flecha de 20 mm del clavo con mayor deformación plástica, 70%.



**Figura 4.** A, medición de la flecha y la cuerda residuales del clavo con mayor rango elástico, 60%, luego del aplastamiento del arco hasta los 10 mm de flecha. B, medición de la flecha y la cuerda residuales del clavo con mayor deformación plástica, 70%, luego del aplastamiento del arco hasta los 10 mm de flecha.

"probables" de recuperación elástica de la flecha para cada paso de aplastamiento.<sup>1,18,19</sup> Se determinaron las pendientes de estas rectas de regresión (coeficientes angulares) que se utilizaron para calcular los porcentajes de recuperación elástica.<sup>1,19</sup> A cada uno de los valores así obtenidos se lo denominó "coeficiente elástico" (%CE) y a su complemento (100 - %CE), "coeficiente plástico" (%CP).

Se realizó el análisis de correlación entre estos porcentajes, y los diámetros y las longitudes de los clavos.<sup>17,18</sup>

Se completó el análisis estadístico descriptivo de los datos y los gráficos comparativos.<sup>1,19</sup> Se efectuó un conjunto de 60 mediciones de los diámetros de los conductos medulares de fémures y tibias de seres humanos de ambos性 (10 mujeres y 10 hombres). Para ello, se emplearon 14 radiografías (frente y perfil) de pacientes con fémures y tibias sanas, y 6 huesos humanos secos (4 fémures y 2 tibias).

En los huesos secos, se midieron los diámetros anteroposteriores y transversales de los conductos medulares a tres niveles, metáfisis superior, medio diafisario y metáfisis inferior para los fémures, y metáfisis superior, medio diafisario y en la unión del tercio medio con el distal en las tibias. En las radiografías, se buscaron los diámetros diafisarios máximos y mínimos en los frentes y en los perfiles tanto en los fémures como en las tibias. Se corrigieron en menos un 10% (error de paralelo) los datos obtenidos de las radiografías. Para todas las mediciones, se utilizó un calibre con apreciación de la décima de milímetro.

## Resultados

Las longitudes de los clavos variaban entre un mínimo de 339 mm y un máximo de 433 mm; y los diámetros,

entre un mínimo de 4,20 mm y un máximo de 4,70 mm (Tabla 1).

El estudio de la composición química de los clavos se corresponde con aceros inoxidables con bajo contenido de carbono (tipo AISI 316).

### Informe técnico

#### Análisis químico y metalográfico de un clavo elasto-plástico (tipo Ender)

Composición química: Carbono: 0,07%; cromo: 16,40%; níquel: 10,70%; molibdeno: 1,98%. Corresponde a un AISI 316.

Estructura metalográfica: No se observan granos poligonales característicos de la austenita, sino una estructura transformada por una fuerte deformación en frío.

**Comentarios:** Es un acero endurecido por deformación en frío (acritud) que, en su estado natural, sin deformación, la dureza y la resistencia a la tracción son mucho menores.

Laboratorio de Metalurgia: Ingeniero Daniel Marcolini, Director. Facultad de Ingeniería Química, UNL, Santa Fe.

En los ensayos metalográficos, todos presentaban deformación de su estructura austenítica por deformación en frío (informe técnico)."

Para cada paso de 10 mm de rectificación, se observan incrementos de las deformaciones plásticas (deformaciones permanentes), expresadas por las disminuciones progresivas de las flechas residuales y el aumento en longitud de las cuerdas residuales.

Las respuestas de deformación elástica (recuperable) y plástica (permanente) paso por paso (flechas y cuerdas residuales) mostraron diferencias entre los distintos clavos.

Las flechas residuales finales variaron para todos los clavos, entre un mínimo de 40 mm y un máximo de 72 mm para una rectificación similar máxima de 90 mm.

Estas diferentes respuestas elasto-plásticas nos permitieron ordenarlos por sus rangos de deformaciones elásticas y plásticas (Tabla 2).

Como la deformación plástica en los primeros 10 mm de aplastamiento provocado fue pequeña en valor absoluto (máximo 3 mm) para todos los clavos, se ajustaron los valores de las rectas para que, respetando sus pendientes, todas tuvieran una recuperación de 10 mm al aplicárseles una deformación de 10 mm. El objetivo fue poder comparar con precisión las diferencias en los coeficientes angulares (Figs. 5 y 6).

Se creó un gráfico de la relación que existe entre las longitudes de los clavos y los valores de sus CE. El ajuste por cuadrados mínimos de sus distribuciones permitió, al independizarlos de sus longitudes, diferenciarlos en dos grupos: tipo 1 y tipo 2. El clavo 9 fue considerado muy superior al del tipo 1 (Fig. 7).<sup>12</sup>

Los valores mínimos y máximos de los diámetros anteroposteriores y transversales de los conductos medulares en fémures y tibias humanas fueron: en fémures de 14 mm y de 24 mm; en tibias de 10 mm y de 22 mm.

### Discusión

Las respuestas de los clavos a las rectificaciones progresivas fueron lineales. Por lo tanto, los porcentajes de respuesta elástica y de deformación plástica para cada clavo se mantuvieron constantes durante todos los pasos de su rectificación.

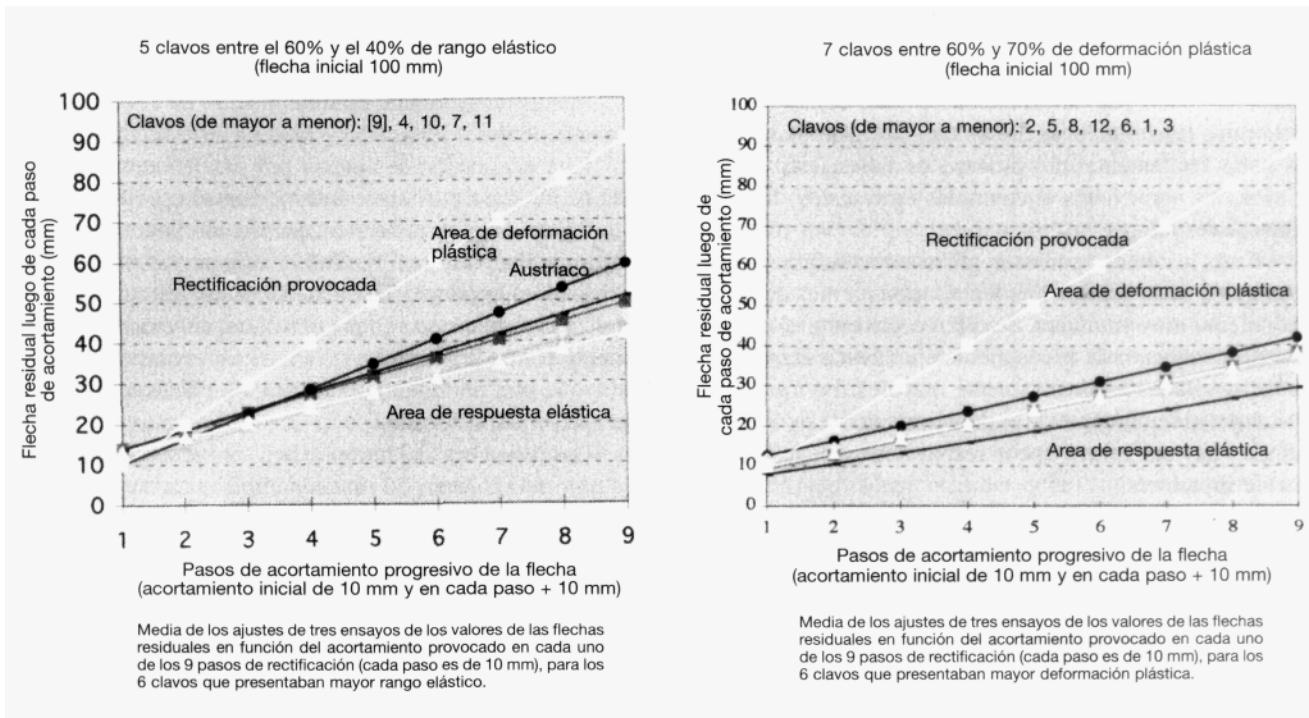
Las variaciones entre ellos están expresadas por los valores de sus coeficientes elasto-plásticos que determinan las diferencias entre los porcentajes de los rangos elásticos y las deformaciones plásticas que los caracterizan.

Estas variaciones nos permitieron clasificarlos, empleando un criterio utilitario para ser empleado durante las osteosíntesis, en dos clases que denominamos: "elasto-plásticas generales":

Clase 1: con un %CE de entre el 50% y el 40%, cuatro clavos.<sup>4,7,10,11</sup>

**Tabla 2.** Ordenamiento de los clavos elasto-plásticos analizados según sus coeficientes elásticos. Su complemento (100 - %CE) se denomina coeficiente plástico

Ordenamiento descendente por CE		Ordenamiento descendente por CP	
Clavo	%CE	Clavo	%CP
9	60	5	70
4	51	2	70
10	46	8	66
7	44	12	65
11	44	6	64
1	37	3	63
3	37	1	63
6	36	11	56
12	35	7	56
8	34	10	54
2	30	4	49
5	30	9	40



**Figura 5.** Regresión lineal de los valores de la media de los tres ensayos para cada uno de los 9 pasos de acortamiento (cada paso es de 10 mm). Se ajustaron los valores para que todos tuvieran una recuperación de 10 mm al aplicárseles una deformación de 10 mm. Los cinco clavos que presentaban mayor coeficiente elástico (entre el 60% y el 40%).

Clase 2: con un %CP de entre el 60% y el 70%, siete clavos,<sup>1-3,5,6,8,12</sup>

El clavo 9 de origen austríaco fue considerado fuera de la población en estudio por poseer un CE extremadamente alto, 60% (Figs. 5 y 6).

Como la composición química de todos los clavos era similar (acero inoxidable con bajo contenido de carbono), las variables que pueden modificar las respuestas elasto-plásticas son: diámetro, longitud y diferencias en el tratamiento de endurecimiento.

No existe correlación estadística (correlación: 0,04) entre los diámetros y los CE. Pero existe buena correlación entre éstos y las longitudes (correlación: 0,86), se pudo apreciar que los clavos más cortos tienden a deformarse plásticamente más. Esto tiene relación con distintas distribuciones de las solicitudes mecánicas "estados de tensión" dentro del cilindro de acero del clavo, por las diferentes conformaciones de los arcos iniciales.<sup>8,11</sup> En otras palabras, cuanto más largo es un clavo, mayor es su respuesta elástica y, por lo tanto, es un mejor resorte.

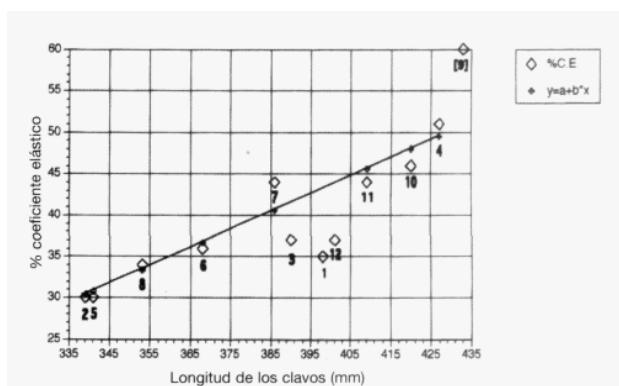
La distribución de los datos relacionando las longitudes y los %CE permitió independizar las diferencias de longitudes entre los clavos. La Fig. 7 pone en evidencia dos tipos de respuestas que llamamos "elasto-plásticas

**Figura 6.** Regresión lineal de los valores de la media de los tres ensayos para cada uno de los 9 pasos de acortamiento (cada paso es de 10 mm). Se ajustaron los valores para que todos tuvieran una recuperación de 10 mm al aplicárseles una deformación de 10 mm. Los siete clavos que presentaban mayor coeficiente plástico (entre el 60% y el 70%).

específicas", pues dependen de las propiedades intrínsecas del acero.<sup>12</sup>

Tipo 1: con mayor recuperación elástica, cualquiera fuera la longitud (clavos 2, 5, 8, 6, 7, 11, 10, 4).

Tipo 2: con menor recuperación elástica (clavos 3, 1, 12).



**Figura 7.** Distribución de la relación entre la longitud y el %CE en cada uno de los clavos. Se indica la recta de regresión del %CE para los clavos del tipo 1 [+] (coeficiente de correlación 0,97) y el grupo de 3 clavos del tipo 2 [+]. Al clavo 9, se lo considera muy por encima de la serie.

El clavo 9 fue considerado muy por encima de la población estudiada (Fig. 7). Atribuimos a diferencias en el endurecimiento por deformación en frío, condición que determina las variaciones de sus rangos elasto-plásticos y es parte fundamental del proceso de fabricación de los clavos, las variaciones encontradas entre estos distintos tipos de respuestas.

Estos resultados permiten afirmar con suficiente certeza que 8 de los clavos han tenido tratamientos de endurecimiento muy similares. Se diferencian entre ellos sólo por el incremento de la recuperación elástica dependiente de longitudes progresivamente mayores. En tres de los restantes, el tratamiento de endurecimiento ha sido menos eficaz y hay uno (clavo 9) con respuestas elásticas franca mente superiores.

En nuestra serie, el coeficiente de corrección por longitud está en un promedio de incremento del 1 % del rango elástico cada 4,2 mm de aumento de la longitud para los clavos del tipo 1 y de 5,5 mm de longitud para los de tipo 2.

El orden de magnitud de las rectificaciones de las flechas esperadas en los arcos de los clavos dentro de los conductos medulares está (según nuestras mediciones) dentro del rango de 24 a 10 mm. Estos valores fueron utilizados para diseñar los ensayos y establecer las magnitudes más probables de rectificaciones de las flechas de los clavos durante las osteosíntesis.

Es importante destacar que el mayor o menor porcentaje de rango elástico de un clavo no nos informa acerca de la magnitud de la fuerza que puede entregar con su rectificación. Expresa que, entre dos clavos con el mismo valor máximo de fuerza, el de mayor rango elástico lo logrará con una menor curvatura inicial (flecha inicial).

## Conclusiones

Todos los clavos presentan, por su rectificación, distintos porcentajes de deformaciones elasto-plásticas y, por lo tanto, aplican diferentes magnitudes de fuerzas endósticas a los fragmentos óseos enhebrados, como consecuencia de los porcentajes de recuperación elástica bloqueada (confinada) que adquieren dentro del conducto medular.

El amplio rango plástico (ductilidad) que poseen todos los clavos permite modificar sus curvaturas para adecuar su forma a las necesidades de la fractura ósea, sin riesgo de rotura. Recordemos que cuanto más rígido es un clavo, mayor es su "fragilidad" o, dicho en otros términos, menor es la "zona de seguridad" antes de llegar a su punto de rotura, condición opuesta a la de los materiales dúctiles. Por lo tanto, podemos ubicar los clavos elasto-plásticos en el rango intermedio entre los clavos rígidos y los clavos maleables. En gran número de trabajos con clavos acerojados rígidos, se destaca el riesgo de rotura por fatiga del clavo en la zona móvil de concentración de solicitudes, luego de algunos meses sin consolidación de la fractura.<sup>25,13</sup>

Esta ductilidad también permite que, durante la introducción, se adapte el arco de curvatura a las zonas de contacto endóstico, durante el alineamiento de los fragmentos enhebrados.

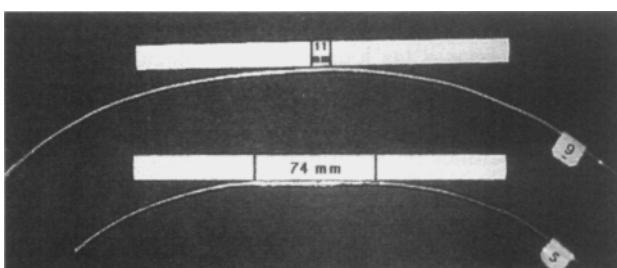
Esta adaptación se aprecia por extensiones más largas de los contactos clavo-hueso, causada por el aplano miento del arco en los clavos que tienen mayor rango de deformación plástica (Fig. 8). Los esfuerzos para introducirlos en el conducto medular del hueso fracturado que realiza el cirujano se agotan, una parte, en vencer el rozamiento contra las corticales y, en su caso, contra otros clavos, y la otra parte, en la deformación plástica y elástica de cada clavo colocado.

Los diámetros del hueso deben ser menores (máximo 24 mm en el fémur y 22 mm en la tibia, para nuestras mediciones) a la flecha del arco de curvatura del clavo que se introduce, lo que condiciona así una "calculada" rectificación de este arco.

Las fuerzas de interacción en las zonas de contacto entre el clavo y el endostio le producen al clavo deformaciones que parcialmente se agotan en la rectificación plástica de la curva (deformación permanente), por lo que estas interacciones clavo-hueso ocurren por "única vez". Estas fuerzas "por única vez" deben ser aprovechadas para la reducción de los fragmentos desplazados y el logro de los contactos entre los fragmentos y el arco del clavo. Esta reducción debe conseguirse durante la introducción y el enhebrado de cada clavo, y con el concurso de dos, tres, cuatro o más que se utilicen.

Por otra parte, el rango de tensiones que, por el bloqueo de su recuperación elástica, adquiere el arco rectificado de cada uno de los clavos introducidos actúa "como un resorte tensado", aplicando fuerzas sobre los fragmentos óseos en cada uno de los puntos de contacto clavo-hueso. Estas fuerzas continuas y persistentes actúan mientras el clavo se mantenga confinado.

Cuando se desean aplicar importantes fuerzas endósticas, es conveniente usar los clavos más largos posibles, ya que éstos poseen mayores CE (promedio de 1% más cada 5 mm de aumento de la longitud).



**Figura 8.** Modificaciones de la geometría de los arcos residuales en el clavo con mayor rango elástico (superior) y con mayor deformación plástica (inferior). Se midieron las longitudes de las posibles zonas de contacto endóstico en uno y otro clavo.

Estas fuerzas actúan, además, como nexos de unión por rozamiento\* entre los fragmentos óseos y los clavos, y entre los clavos que contactan, manteniendo por fricción la reducción lograda y la estabilidad del conjunto clavos-hueso.

En otras palabras, el conjunto de los fragmentos óseos y los clavos se convierte en un "sistema pre-tensado", cuyo objetivo es reparar la(s) fractura(s) producida(s) impidiendo los desplazamientos. Tiene funciones similares a las "vigas pre-tensadas utilizadas en construcciones", aunque en este caso, se las utilice en la estructura fracturada para reconstituirla y evitar su re-fractura. Una vez concluida la consolidación ósea, el conjunto termina como una "columna pre-tensada" que habitualmente tiene mayor resistencia estructural que el hueso original.

Su estabilidad y resistencia estructural ya no dependen de la dureza de un solo clavo rígido, como en los clavos acerojados y los Kuntscher, sino de la combinada acción resistente de las fuerzas aplicadas por los clavos elásticos confinados. Y aunque "en forma genérica" todo

sistema de osteosíntesis aplica fuerzas ocasionales a los fragmentos óseos; *los clavos elasto-plásticos son los únicos que, si son adecuadamente utilizados, permiten aplicar fuerzas endomedulares continuas y persistentes en los tres planos del espacio, se pueden seleccionar las zonas de aplicación y las magnitudes de las fuerzas por emplear.*

Nos parece que las denominaciones habituales para estas osteosíntesis de "by flexible nailing", "por clavos elásticos" o "elástico-estable", no expresan adecuadamente las propiedades de este método que utiliza la ductilidad y se basa en las fuerzas que estos clavos aplican a los fragmentos óseos. Pareciera más descriptivo y más ajustado a sus propiedades denominarlos: "*Sistemas Tensionados con Fuerzas Selectivas*".

Los resultados obtenidos dejan como interrogantes la medición de los "valores de las fuerzas" (rango de magnitudes), así como de los "momentos equilibrantes" (fuerzas por distancias) que estos clavos pueden aplicar a los fragmentos óseos, para poder plantear así las condiciones generales de equilibrio del sistema. Este fue el objetivo del siguiente trabajo realizado.

## Agradecimientos

A los doctores en Física Alejandro Valda Ochoa, Universidad París-Sud Francia, Escuela de Ciencia y Técnica Universidad Gral. San Martín, Buenos Aires, y Agnès Patterson, Universidad París VI, Francia; Facultad de Ingeniería, Universidad de Buenos Aires, por sus aportes al diseño de los ensayos, comentarios críticos de los resultados y revisión del texto.

Al ingeniero Carlos González Arias, Jefe del Laboratorio de Ensayos Industriales de ENET 1 "Otto Krause", Prof. Asociado Facultad de Ingeniería de ITBA, Cátedra de Tecnología Mecánica, y Facultad de Ingeniería de la UADE, Cátedra de Conocimiento y Estudio de Materiales, especialista en ensayo de materiales, por la lectura crítica del trabajo, correcciones al texto, aportes y sugerencias.

## Referencias bibliográficas

1. Bers, L: *Calculus*. Columbia University; Nueva York: Holt, Rinehart and Winston Inc.; 58-61, 154-156, 1969.
2. Buchholz, RW; Ross, S, y Lawrence, KL: Fatigue fractures of the interlocking nail in the treatment of fractures of the distal part of the femoral shaft. *J Bone Jt Surg (Am)*, 69: 1391-1399, 1987.
3. Brueckmann, FR: *The art of effective fracture fixation with Rushpins*. Nueva York: Thieme Medical Publ. Inc.; 12, 1990.
4. Brumback, RJ; Bosse, MJ; Poka, A, y Burgess, A: Intramedullary stabilisation of humeral shaft fractures in patients with multiple trauma. *J Bone Jt Surg (Am)*, 68: 960-970, 1986.
5. Brumback, RJ; Toal, T; Murphy-Zane, M; Novack, V, y Belkoff, S: Immediate weight-bearing after treatment of a comminuted fracture of the femoral shaft with a statically locked intramedullary nail. *J Bone Jt Surg (Am)*, 81: 1538-1544, 1999.
6. Dowson, D: Les lois du frottement: une histoire qui resiste. *Science & Vie-Hors Serie*, 192: 74-77, 1995.
7. Eckardt, OW: *Strength of materials*. Nueva York: Holt, Rinehart and Winston Inc.; 215-222. 1969.
8. Firica, A; Popescu, R; Scarlet, M, y cols.: L'osthéosynthèse stable élastique, nouveau concept biomécanique, étude expérimentale. SO.F.C.O.T., Reunión anual, nov. 1980. *Rev Chir Orthop*, 67: 82-91, 1981.
9. Firica, A; Troianescu, P, y Petre, M: L'osteosintesi delle fratture di femore con chiodi flessibile endomidollari. *Giornale Italiano de O e T*, 4 (1): 23-29, 1978.

10. **Hall, R Jr, y Pankovich, A:** Ender nailing of acute fractures of the humerus. *J Bone Jt Surg (Am)*, 69: 558-567, 1987.
11. **González Arias, A:** *Laboratorio de Ensayos Industriales - Metales*. 14º ed. Buenos Aires: Litenia; 86-108, 311-336, 453-480, 1999.
12. **González Arias, C:** Método para apreciar diferencias en la respuesta elástica de los clavos independizando sus longitudes (comentario personal).
13. **Kempf, I; Grosse, A, y Beck, G:** Closed locked intramedullary nailing. Its application to comminuted fractures of the femur *J Bone Jt Surg (Am)*, 67: 709-720, 1985.
14. **Merianos, P; Cambouridis, P, y Smyrnis, P:** The treatment of 143 tibial shaft fractures by Ender's nailing and early weight bearing. *J Bone Jt Surg (Br)*, 67: 576-580, 1985.
15. **Nagano, J; Hoetzel, DA; Simon, BD, y Gustilo, R:** The rotational and bending stability of intramedullary nailing in distal fourth tibial fractures. Proceedings of 29º Annual Orth. Res. Soc. Anaheim Cal., marzo 8-10, 305, 1983.
16. **Pankovich, A; Goldflies, M, y Pearson, R:** Close Ender nailing of femoral shaft fractures. *J Bone Jt Surg (Am)*, 61: 222-232, 1979.
17. **Pollock, F; Hall, R Jr, y Davenport, K:** Distal third tibial shaft fractures: treatment with flexible intramedullary rods. *Orthopaedic Transactions*, 1 (3): 528, 1983.
18. **Roederer, JG:** *Mecánica Elemental*. Buenos Aires: EUDEBA; 17-39, 1966.
19. **Springer, CH; Herlihy, RE, y Beggs, RI:** *Matemáticas Básicas*. México: Un. Tipograf. Hispanoamericana; t. 1: 28-92, 127-130, 155-183, 1972.
20. **Walters, J; Sheperd-Wilson, W; Lyons, T, y Cióse, R:** Femoral shaft fractures treated by Ender nails using trochanteric approach. *J Bone Jt Surg (Br)*, 72: 14-18, 1990.
21. **Wiss, DF:** Flexible medullary nailing of acute tibial shaft fractures. *Clin Orthop*, 212: 122-132, 1986.