

Modelo biomecánico comparativo de osteosíntesis con tornillos para osteotomías diafisarias transversales en falanges de los dedos de la mano*

Dr. EDUARDO DANIEL VÁZQUEZ*

RESUMEN

Se diseñó un modelo experimental de caso y control con la intención de verificar en un modelo biomecánico de material sintético que la osteosíntesis con tornillos cruzados a través del foco logra mayor estabilidad que el enclavijado y evita las complicaciones del uso de placas y tornillos en las falanges.

A todos los ejemplares de cada grupo se les practicó una osteotomía diafisaria transversal que fue resuelta mediante osteosíntesis con tornillos cruzados a nivel del foco en el grupo 1 y con clavijas de Kirschner cruzadas a través del foco en el grupo 2.

Luego se sometió a todos los especímenes a una prueba de tolerancia a cargas de flexión y de torsión para determinar el límite de resistencia de cada configuración de osteosíntesis comparada.

Los resultados mostraron que existe una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos a favor del modelo de osteosíntesis propuesto.

SUMMARY

We designed an experimental model of case and control in order to verify in a synthetic material biomechanical model that crossed screws osteosynthesis through the focus obtains more stability than wiring and avoid the complications seen in the use of plate and screws in the phalanges of the hand.

All the specimens of each group received transverse diaphisary osteotomy that was resolved through osteosynthesis with crossed screws at focus level in the group 1 and with crossed Kirschner wires through the focus in the group 2.

Then, all the samples were tested with flexion and torsion tolerance charge proof in order to determine the resistance limit of each configuration of compared osteosynthesis.

The results showed statistically significative difference between both groups that seems better results with the osteosynthesis model proposed.

INTRODUCCIÓN

Se diseñó un modelo experimental de caso y control con muestreo independiente para mostrar que la osteosíntesis con tornillos com-

presivos cruzados a través del foco fracturario brinda una fijación más estable que el enclavijado con alambres de Kirschner y evita las complicaciones de otras fijaciones rígidas, como las placas y tornillos, ampliando la indicación de tornillos compresivos a las fracturas diafisarias transversales.

Se administró a dos lotes de falanges artificiales una osteotomía que se resolvió con la osteosíntesis propuesta en un grupo y con enclavijado en el otro.

*Para optar a Miembro Titular de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología.

*Hospital Interzonal General de Agudos "Evita", Río de Janeiro 1910, Lanús, Provincia de Buenos Aires.

Se midió la resistencia de los especímenes de cada lote a las fuerzas de flexión y torsión efectuando precisas determinaciones de los errores de medición.

Se calculó la media aritmética de las fuerzas toleradas y a los resultados se les aplicaron las pruebas de Fisher y de chi cuadrado con la corrección de Yates y de Student para muestras apareadas.

Los resultados de estas pruebas mostraron que la mayor resistencia a las fuerzas de flexión y de torsión del modelo estudiado es estadísticamente significativa ($p < 0,05$) para las primeras y estadísticamente muy significativa ($p < 0,001$) para las segundas.

La prueba de Student mostró, además, que los tornillos cruzados a través del foco resisten igualmente bien las fuerzas flexoras y las torsionales, a diferencia de las clavijas, que no toleran satisfactoriamente bien a estas últimas.

La motivación de este trabajo se sustenta en dos órdenes de factores. Por un lado, la alta incidencia de estas fracturas. Por el otro, la evidencia empírica acerca de la pobre respuesta de las osteosíntesis con placas y tornillos, en las que la estabilidad lograda se paga con rigidez articular y adherencias tendinosas.

Tampoco resulta satisfactoria la osteosíntesis con clavijas porque su menor traumatismo sobre las partes blandas no alcanza a compensar su falta de estabilidad.

Para evitar los aspectos negativos de estos métodos de osteosíntesis, numerosos autores han desarrollado cerclajes diversos, enclavijados y dispositivos intramedulares, placas de pequeño tamaño —denominadas miniplacas y microplacas— y combinaciones de algunos de ellos, pero ninguno logra satisfacer todos los principios de una osteosíntesis rígida establecidos por la escuela AO.

Con base en esquemas de osteosíntesis no convencionales se desarrolló el presente método que permite utilizar tornillos compresivos para resolver fracturas transversales, donde éstos no encontraban indicación.

Entendemos que el método de osteosíntesis propuesto permitiría resolver con mayor solidez y menos complicaciones las fracturas transversales de las falanges de la mano, aunque reconocemos las limitaciones de un modelo artificial, los cuales nos induce a continuar esta línea de investigación mediante la administra-

ción deísta terapéutica a modelos cadavéricos y animales.

MATERIAL Y MÉTODO

Hipótesis

La osteosíntesis con tornillos compresivos cruzados a través del foco fracturario brinda una fijación más rígida que el enclavijado con alambres de Kirschner para las fracturas transversales de las falanges y evita las complicaciones asociadas a otros métodos de fijación rígida, tales como las placas y tornillos.

Material

Para el desarrollo del presente trabajo se utilizaron los siguientes materiales:

- Diecisésis falanges artificiales plásticas.
- Una morsa marca Ambica con mordazas de 53 mm de ancho.
- Dos pinzas tipo Atlas marca Vise-Grips modelo 4 WR.
- Una sierra de arco con hoja de 6 mm de ancho y 15,5 cm de longitud.
- Un perforador eléctrico marca AEG modelo SB2-550.
- Diecisésis clavijas de Kirschner de 1,5 mm de diámetro por 10 mm de longitud, de acero inoxidable ANSÍ 316 L.
- Un alicate.
- Diecisésis tornillos AO marca Synthes de 1,5 mm de diámetro, de diversas longitudes de acuerdo a necesidad.
- Una caja de osteosíntesis para pequeños fragmentos AO marca Synthes, conteniendo el siguiente instrumental:
 1. Un mango de madera para brocas, con mandril universal grande.
 2. Una broca de 1,5 mm de diámetro.
 3. Una broca de 1,1 mm de diámetro.
 4. Un avellanador para tornillos de 1,5 mm de diámetro.
 5. Una sonda para medir longitud para tornillos de pequeños fragmentos.
 6. Un macho roscador cortical para tornillos de 1,5 mm de diámetro.
 7. Un mango metálico para destornillador de pequeños fragmentos, con mandril universal chico.
 8. Una guía para brocas de 1,5 mm de diámetro.
 9. Una guía para brocas de 1,1 mm de diámetro.

- 10. Un destornillador de punta hexagonal, con sujetador.
- 11. Una pinza para tomar tornillos.
- Treinta y dos pitones de acero, cerrados, de 1,6 mm de diámetro por 30 mm de longitud.
- Catorce pesas de diversos tamaños, marca Dolz, clase M-2, según detalle:
 1. Una pesa de 1 gramo.
 2. Dos pesas de 2 gramos.
 3. Una pesa de 5 gramos.
 4. Una pesa de 10 gramos.
 5. Dos pesas de 20 gramos.
 6. Una pesa de 50 gramos.
 7. Una pesa de 100 gramos.
 8. Dos pesas de 200 gramos.
 9. Una pesa de 500 gramos.
 10. Dos pesas de 1.000 gramos.
- Una balanza de precisión marca Mettler, modelo H-10 T.
- Un platillo de polietileno.
- Hilo de nailon de 1,5 mm de diámetro.
- Rodamientos de acero de diversos tamaños.
- Una lupa binocular marca Heine, modelo de 6x/340, montada en anteojos con cristales de corrección visual personal.

Método

Se diseñó un modelo experimental de caso y control con muestreo independiente y respuestas graduales estratificadas, tomando la media de las mismas para dividir los lotes comparados en dos grupos, según respuestas cuantales¹.

Se rotularon 16 falanges artificiales según su tipo y se separaron en dos lotes de 8, compuestos por los mismos elementos.

Se tomó cada falange por sus extremos con sendas pinzas tipo Atlas y el conjunto se montó sobre la morsa previamente fijada a la mesa de trabajo.

Se realizó una osteotomía diafisaria transversal con la sierra de arco y se mantuvo el montaje para realizar la osteosíntesis correspondiente a cada lote³³.

A las falanges artificiales del lote Nº 1 se les realizó osteosíntesis con tornillos solos cruzados a través de la osteotomía de acuerdo con la siguiente técnica^{7,21,36,46} (véase Figura 1):

1. Perforación manual proximal hasta el plano de la osteotomía con broca de 1,5 mm de diámetro montada en el mango de madera, con la guía correspondiente, en dirección de proximal a distal y de dorsal a ventral, paralela al plano sagital principal, y oblicua a la osteotomía entre 45 y 60 grados en el plano coronal (Figura 1, A).

2. Perforación manual con broca de 1,1 mm de diámetro montada en el mango de madera, distal a la osteotomía (Figura 1, B).

3. Avellanado del lecho para la cabeza del tornillo (Figura 1, C).

4. Medición de la longitud adecuada de tornillo con la sonda para pequeños fragmentos (Figura 1, D).

5. Labrado de la rosca cortical con el macho rascador (Figura 1, E).

6. Colocación del tornillo cortical proximal, sin ajustar (Figura 1, F).

7. Perforación manual distal hasta el plano de la osteotomía con broca de 1,5 mm de diámetro montada en el mango de madera, con la guía correspondiente, en dirección de distal a proximal y de dorsal a ventral, paralela al plano sagital e inmediatamente a la izquierda del plano sagital principal, y oblicua a la osteotomía entre 45 y 60 grados en el plano coronal (Figura 1, G).

8. Perforación manual con broca de 1,1 mm de diámetro montada en el mango de madera, proximal a la osteotomía (Figura 1, H).

9. Avellanado del lecho para la cabeza del tornillo (Figura 1, I).

10. Medición de la longitud adecuada de tornillo con la sonda para pequeños fragmentos (Figura 1, U).

11. Labrado de la rosca cortical con el macho rascador (Figura 1, K).

12. Colocación del tornillo cortical distal, sin ajustar (Figura 1, L).

13. Ajuste parcial del tornillo proximal (Figura 1, M).

14. Ajuste parcial del tornillo distal (Figura 1, N).

15. Ajuste final del tornillo proximal (Figura 1, Ñ).

16. Ajuste final del tornillo distal (Figura 1, O).

Se aplicó este procedimiento a un prototipo de hueso cadáverico seco a fin de ajustar detalles de técnica y se lo fotografió (Figura 2, A y B) y radiografió (Figura 3, A y B).

A las falanges artificiales de lote Nº 2 se les realizó osteosíntesis con clavijas de Kirschner cruzadas a través de la osteotomía de acuerdo con la siguiente técnica (Figura 4):

1. Colocación de la primera clavija con perforador eléctrico en el plano frontal, oblicua a la osteotomía de derecha a izquierda entre 45 y 60 grados en el plano coronal (Figura 4, A).

2. Corte del excedente con el alicate (Figura 4, B).

3. Colocación de la segunda clavija con perforador eléctrico en el plano frontal, oblicua a la osteo-

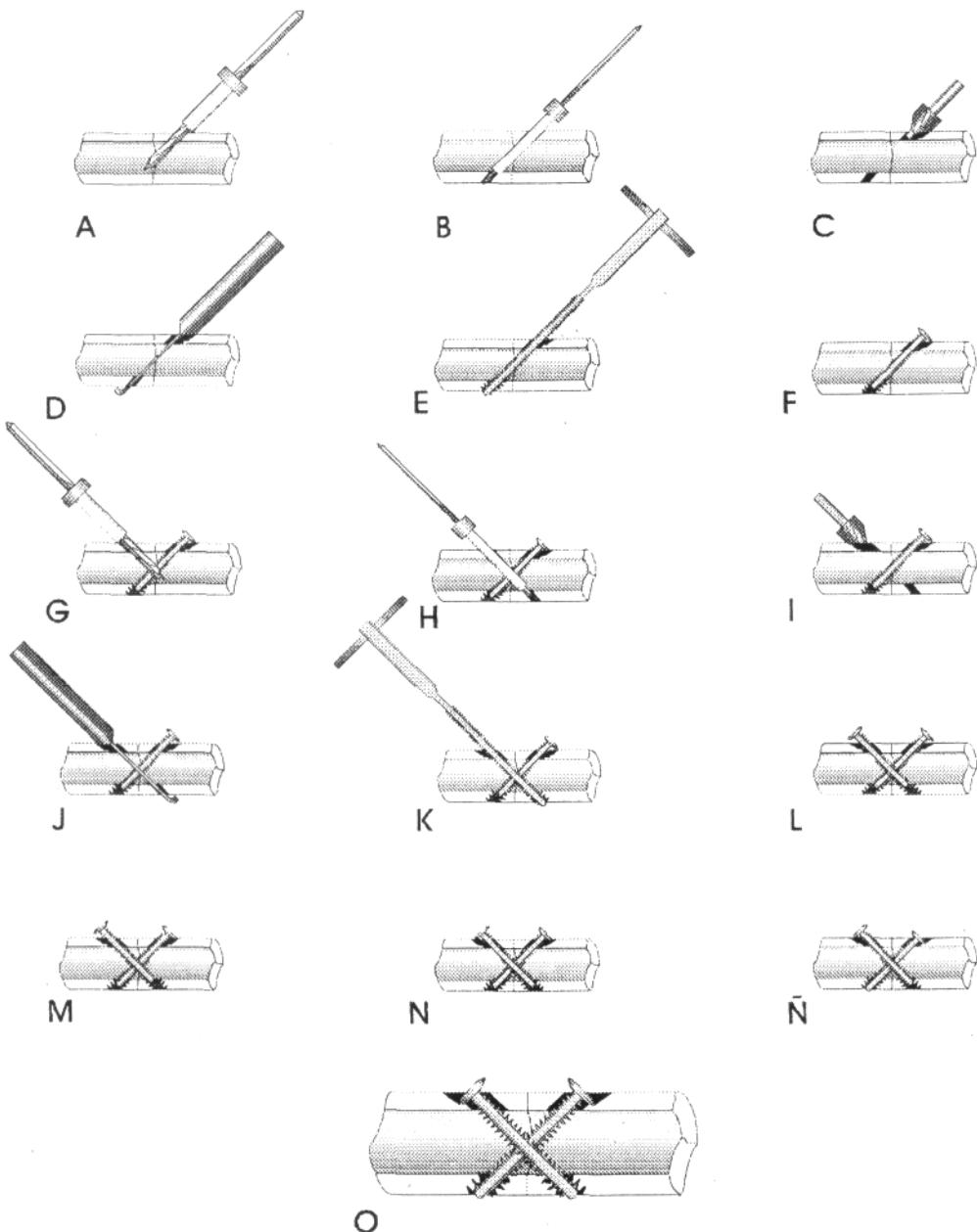


Fig. 1. Se muestran los distintos pasos técnicos del método de osteosíntesis desarrollado.

tomía de izquierda a derecha entre 45 y 60 grados en el plano coronal (Figura 4, C).

4. Corte de la clavija con el alicate (Figura 4, D).

Se colocaron sendos pitones en los extremos de cada falange artificial para sujetarlas y colocarles las pesas durante la medición de la tolerancia a cargas.

Se hizo un montaje con el platillo de polietileno y el hilo de nailon para poder efectuar la prueba de carga y agregando los rodamientos se dejó al conjunto con una tara de 102.048 g.

Se obtuvo del fabricante de las pesas una tabla con las especificaciones de los errores correspondientes a cada una de las pesas de clase M-2 utilizadas (Tabla 1).

Se calculó el error sistemático del aparato de medición de cargas mediante la suma de los errores de cada pesa utilizada en cada combinación prevista, más el error en la tara del platillo con su arnés¹⁹ (Tabla 2).

Se calcularon los valores máximos, mínimos,

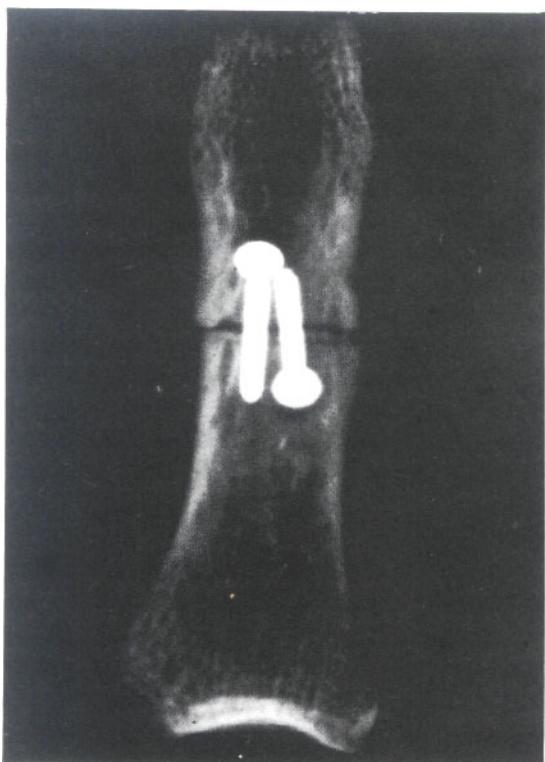


A

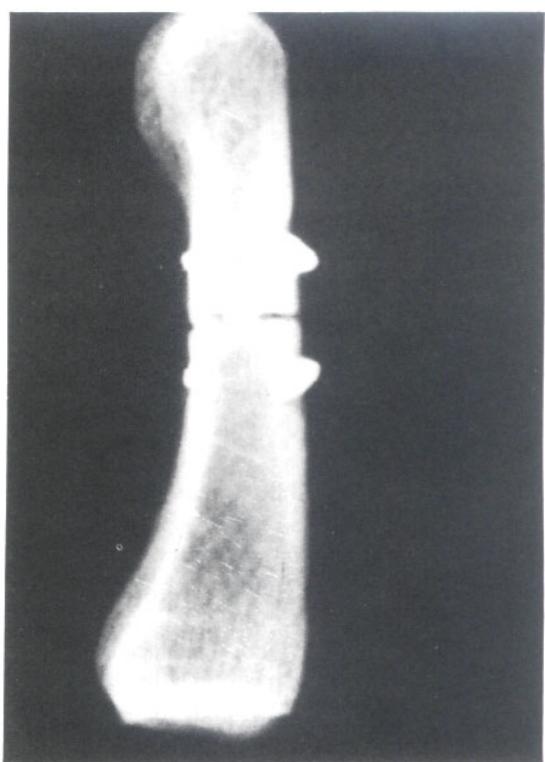


B

Fig. 2. Fotografías de frente y perfil del prototipo cadavérico.



A



B

Fig. 3. Radiografías de frente y perfil del prototipo cadavérico utilizado.

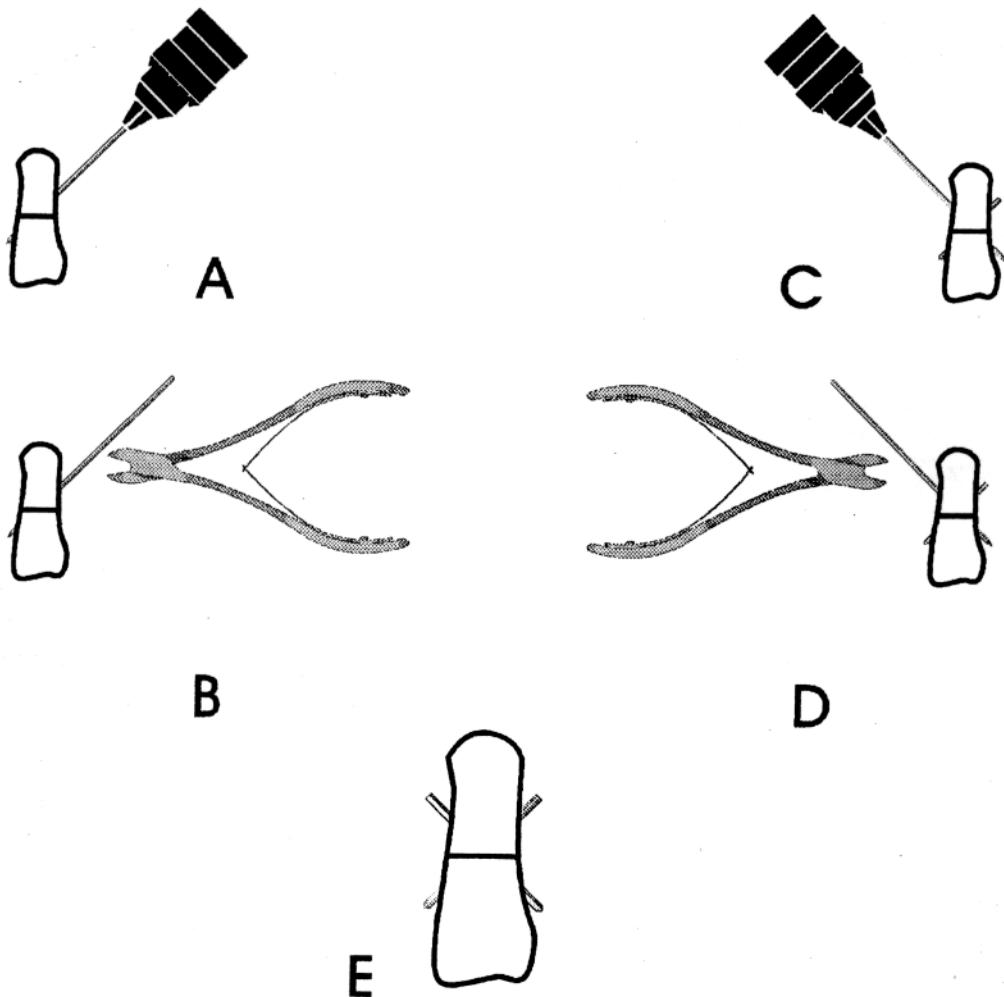


Fig. 4. Pasos del enclavijado convencional aplicado al segundo lote de prueba.

medios, las medianas y las desviaciones estándar del error sistemático y se confeccionó una tabla (Tabla 3).

Se sujetó cada falange de cada grupo a la morsa por uno de sus extremos mediante el pitón colocado y en el otro extremo se colgó del segundo pitón el platillo mediante el hilo de nailon, de acuerdo con dos configuraciones posibles (Figura 5):

1. Platillo colgando del pitón en posición ventral para la medición de tolerancia a cargas de flexión (Figura 5, A).

2. Platillo pendiente del pitón colocado en posición dorsal pero volcado hacia un lado siguiendo el plano coronal para la medición de tolerancia a cargas de torsión (Figura 5, B).

Se realizó la prueba de tolerancia a cargas para cada grupo colocando cargas progresivamente mayores, en pasos de 0,5 neutonio y en un rango de 1 a

TABLA 1
DETALLE DE LOS ERRORES MÁXIMOS
PERMITIDOS EN MÁS Y EN MENOS DE
CADA PESA UTILIZADA

Error declarado de las pesas
para la clase M-2

Peso nominal (en g)	Error (en mg)
1.000	200
500	100
200	50
100	30
50	30
20	20
10	20
5	10
2	5
1	5

TABLA 2
DETALLE DE LOS VALORES MÁXIMOS DE ERROR EN MAS O EN MENOS DE
CADA CONJUNTO DE PESAS UTILIZADAS

Errores de medición en más o en menos (expresados en gramos y en neutonios)															
Carga			Error de cada pesa								Error sumado				
N	g	mg	mg	mg	mg	mg	mg	mg	mg	mg	mg	mg/g	N	(ON/mN)	
1	102	7,18									7,18	0,07	0,07	0,69	
1,5	153	7,18	30	5							42,18	0,21	0,41	2,70	
2	204	7,18	30	5							42,18	0,21	0,41	2,03	
2,5	255	7,18	30	5	5	5					52,18	0,20	0,51	2,01	
3	306	7,18	50	5	5						67,18	0,22	0,66	2,15	
3,5	357	7,18	50	30	10						97,18	0,27	0,95	2,67	
4	408	7,18	50	30	10	5					102,18	0,25	1,00	2,45	
4,5	459	7,18	50	30	10	5					132,18	0,29	1,30	2,82	
5	510	7,18	50	50	10	5	5				127,18	0,25	1,25	2,44	
5,5	561	7,18	50	50	30	10	5	5			157,18	0,28	1,54	2,75	
6	612	7,18	100	20							127,18	0,21	1,25	1,04	
6,5	663	100	50	20	5						162,18	0,24	1,59	2,40	
7	714	7,18	100	30	20	5					162,18	0,25	1,59	2,23	
7,5	765	7,18	100	30	30	20	5	5			197,18	0,26	1,93	2,53	
8	816	7,18	100	50	10	5	5				177,18	0,22	1,74	2,13	
8,5	867	7,18	100	50	30	20	10				217,18	0,25	2,13	2,45	
9	918	7,18	100	50	30	20	10				217,18	0,24	2,13	2,32	
9,5	969	7,18	100	50	30	20	10	5			252,18	0,26	2,47	2,55	
10	1.020	7,18	100	50	50	20	10	5	5		247,18	0,24	2,42	2,37	
10,5	1.071	7,18	100	50	50	30	20	10	5	5	277,18	0,26	2,72	2,54	
11	1.122	7,18	200	20							227,18	0,20	2,23	1,98	
11,5	1.173	7,18	200	30	20	5					262,18	0,22	2,57	2,19	
12	1.224	7,18	200	30	20	5					262,18	0,21	2,57	2,10	
12,5	1.275	7,18	200	30	30	20	5	5			297,18	0,23	2,91	2,28	
13	1.326	7,18	200	50	20	5	5				287,18	0,22	2,81	2,12	
13,5	1.377	7,18	200	50	30	20	10				317,18	0,23	3,16	2,21	
14	1.428	7,18	200	50	30	20	10	5			322,18	0,23	3,16	2,21	
14,5	1.479	7,18	200	50	30	30	20	10	5		352,18	0,24	3,45	2,33	
15	1.530	7,18	200	50	50	20	10	5	5		347,18	0,23	3,40	2,22	
15,5	1.581	7,18	200	50	50	30	20	10	5	5	377,18	0,24	3,70	2,34	
16	1.632	7,18	200	100	20	20					347,18	0,21	3,40	2,08	
16,5	1.683	200	100	30	20	20	5				382,18	0,23	3,75	2,23	
17	1.734	200	100	30	20	20	5				382,18	0,22	3,75	2,16	
17,5	1.785	200	100	30	30	20	20	5	5		417,18	0,23	4,09	2,29	
18	1.836	7,18	200	100	50	20	20	5	5		407,18	0,22	3,99	2,17	
18,5	1.887	7,18	200	100	50	30	20	10			437,18	0,23	4,28	2,27	
19	1.938	7,18	200	100	50	30	20	20	10	5	442,18	0,23	4,33	2,24	
19,5	1.989	7,18	200	100	50	30	30	20	20	10	472,18	0,24	4,63	2,33	
20	2.040	7,18	200	100	50	50	20	20	10	5	5	467,18	0,23	4,58	2,24
20,5	2.091	7,18	200	100	50	50	30	20	20	10	5	497,18	0,24	4,87	2,33
21	2.142	7,18	200	200	20	20					447,18	0,21	4,38	2,05	
21,5	2.193	7,18	200	200	30	20	20	5			482,18	0,22	4,73	2,15	
22	2.244	7,18	200	200	30	20	20	5			482,18	0,21	4,73	2,11	
22,5	2.295	7,18	200	200	30	30	20	20	5		517,18	0,23	5,07	2,21	
23	2.346	7,18	200	200	50	20	20	5	5		507,18	0,22	4,97	2,12	
23,5	2.397	7,18	200	200	50	30	20	20	10		537,18	0,22	5,26	2,20	
24	2.448	7,18	200	200	50	30	20	20	10	5	542,18	0,22	5,31	2,17	
24,5	2.499	7,18	200	200	50	30	30	20	20	10	572,18	0,23	5,61	2,24	
25	2.550	7,18	200	200	50	50	20	20	10	5	567,18	0,22	5,56	2,18	
25,5	2.601	7,18	200	200	50	50	30	20	20	10	5	597,18	0,25	5,85	2,25
26	2.652	7,18	200	200	100	30					537,18	0,20	5,26	1,99	
26,5	2.703	7,18	200	200	100	30	5				542,18	0,20	5,31	1,97	
27	2.754	200	200	100	30	30	5				572,18	0,21	5,61	2,04	
27,5	2.805	7,18	200	200	100	50	5	5	5		567,18	0,20	5,56	1,98	
28	2.856	7,18	200	200	100	50	30	5	5		597,18	0,21	5,85	2,05	
28,5	2.907	7,18	200	200	100	50	30	10			597,18	0,21	5,85	2,01	
29	2.958	7,18	200	200	100	50	30	30	10	5	632,18	0,21	6,20	2,09	
29,5	3.009	7,18	200	200	100	50	50	10	5		622,18	0,21	6,10	2,03	
30	3.060	7,18	200	200	100	50	50	30	10	5	657,19	0,21	6,44	2,10	
30,5	3.111	7,18	200	200	100	50	50	30	10	5	657,18	0,21	6,44	2,07	
31	3.162	7,18	200	200	100	50	50	30	30	20	687,18	0,22	6,73	2,13	

TABLA 3
MARGENES DE ERROR MÁXIMOS Y MÍNIMOS
DE LAS MEDICIONES DE CARGAS, TANTO EN
VALORES ABSOLUTOS CUANTO EN
TÉRMINOS RELATIVOS

Estadísticas descriptivas del error medido

Parámetro	mg	mg/g	mN	$\mu\text{N}/\text{N}$
Máximo	$\pm 687,18$	$\pm 0,29$	$\pm 6,73$	$\pm 2,82$
Mínimo	$\pm 7,18$	$\pm 0,07$	$\pm 0,07$	$\pm 0,69$
Promedio	$\pm 362,10$	$\pm 0,23$	$\pm 3,55$	$\pm 2,21$
Mediana	$+ 377,18$	$\pm 0,22$	$\pm 3,70$	$\pm 2,20$
Desviación estandar	$\pm 187,74$	$\pm 0,03$	$\pm 1,84$	$\pm 0,28$

31 neutonios⁴, de acuerdo con el esquema planeado (Tabla 4).

Se suspendió la prueba de tolerancia a cargas en el preciso momento en que cada osteotomía mostraba la menor diastasis detectable a la inspección visual con la lupa de aumento y se registró en neutonios la carga inmediatamente anterior a la que provocó la diastasis fragmentaria, según el esquema previsto en la prueba.

Se registraron los resultados de la prueba de tolerancia a cargas en una planilla *ad hoc* (Tabla 5) y se calculó la media aritmética de la tolerancia a cargas de flexión y torsión de cada lote por separado y del conjunto de ambos lotes; también se calcularon la mediana y la desviación estándar y se determinaron los máximos y mínimos hallados (Tabla 6).

Se dividió cada lote en dos grupos según si superaban o no al promedio general, tanto de las fuerzas de flexión (Tabla 7) como las de torsión (Tabla 8) por separado y se les aplicó la prueba de chi cuadrado⁹ con la corrección de Yates para pequeños números y la prueba de Fisher para 2 colas¹.

Se les administró la prueba de Student para muestras pareadas a los valores medidos para cada falange¹, siguiendo tres criterios: comparar la resistencia a fuerzas de flexión de ambos lotes, comparar la resistencia a las fuerzas de torsión entre los dos grupos y comparar, para cada lote, la resistencia a las fuerzas de flexión y torsión entre sí.

RESULTADOS

El cálculo del error sistemático absoluto mostró que el promedio fue de ± 362 mg, equivalente a $\pm 3,55$ mN (milineutronios), expresado en miligramos por cada gramo de carga, fue

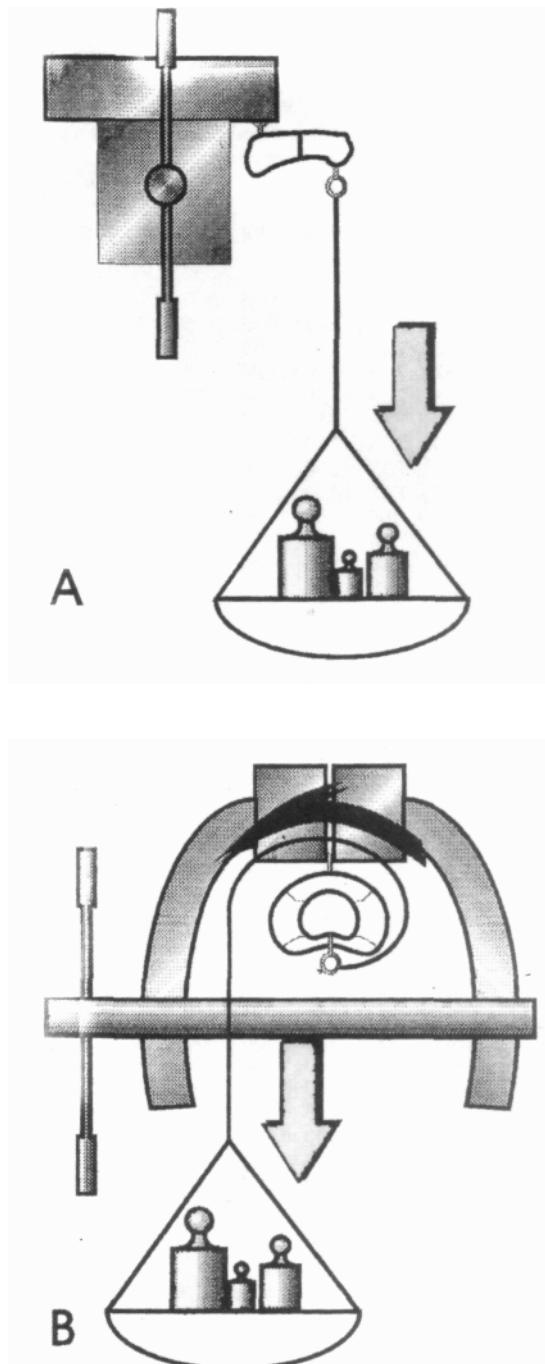


Fig 5. Arriba (A): se muestra la configuración del aparato de medición de cargas de flexión. Abajo (B): se observa la configuración del dispositivo para medir fuerzas de torsión.

de $\pm 0,23$ mg o $\pm 2,21$ uN por neutonio; el error sistemático absoluto máximo nunca superó los $\pm 687,18$ mg, que equivale a $\pm 6,73$ mN, por cada gramo de carga fue de $\pm 0,29$ mg o $\pm 2,82$ uN por neutonio (Tabla 3).

TABLA 4
DETALLE DE LA COMBINACIÓN DE PESAS EMPLEADA PARA CADA CARGA UTILIZADA

Combinaciones de pesas utilizadas en la prueba de tolerancia a cargas y sus equivalencias en gramos y neutonios

Neutonios	Gramos	Combinación de pesas (expresado en g)
1	102	Platillo con tara de 102 gramos
1.5	153	102+50+1
2	204	102+100+2
2,5	255	102+100+50+2+1
3	306	102+200+2+2
3,5	357	102+200+50+5
4	408	102+200+100+5+1
4,5	459	102+200+100+50+5+2
5	510	102+200+200+5+2+1
5,5	561	102+200+200+50+5+2+2
6	612	102+500+10
6,5	663	102+500+50+10+1
7	714	102+500+100+10+2
7,5	765	102+500+100+50+10+2+1
8	816	102+500+200+10+2+2
8,5	867	102+500+200+50+10+5
9	918	102+500+200+100+10+5+1
9,5	969	102+500+200+100+50+10+5+2
10	1.020	102+500+200+200+10+5+2+1
10,5	1.071	102+500+200+200+50+10+5+2+2
11	1.122	102+1.000+20
11,5	1.173	102+1.000+50+20+1
12	1.224	102+1.000+100+20+2
12,5	1.275	102+1.000+100+50+20+2+1
13	1.326	102+1.000+200+20+2+2
13,5	1.377	102+1.000+200+50+20+5
14	1.428	102+1.000+200+100+20+5+1
14,5	1.479	102+1.000+200+100+50+20+5+2
15	1.530	102+1.000+200+200+20+5+2+1
15,5	1.581	102+1.000+200+200+50+20+5+2+2
16	1.632	102+1.000+500+20+10
16,5	1.683	102+1.000+500+50+20+10+1
17	1.734	102+1.000+500+100+20+10+2
17,5	1.785	102+1.000+500+100+50+20+10+2+1
18	1.836	102+1.000+500+200+20+10+2+2
18,5	1.887	102+1.000+500+200+50+20+10+5
19	1.938	102+1.000+500+200+100+20+10+5+1
19,5	1.989	102+1.000+500+200+100+50+20+10+5+2
20	2.040	102+1.000+500+200+200+20+10+5+2+1
20,5	2.091	102+1.000+500+200+200+50+20+10+5+2+2
21	2.142	102+1.000+1.000+20+20
21,5	2.193	102+1.000+1.000+50+20+20+1
22	2.244	102+1.000+1.000+100+20+20+2
22,5	2.295	102+1.000+1.000+100+50+20+20+2+1
23	2.346	102+1.000+1.000+200+20+20+2+2
23,5	2.397	102+1.000+1.000+200+50+20+20+5
24	2.448	102+1.000+1.000+200+100+20+20+5+1
24,5	2.499	102+1.000+1.000+200+100+50+20+20+5+2
25	2.550	102+1.000+1.000+200+200+20+20+5+2+1
25,5	2.601	102+1.000+1.000+200+200+50+20+20+5+2+2
26	2.652	102+1.000+1.000+500+50
26,5	2.703	102+1.000+1.000+500+100+1
27	2.754	102+1.000+1.000+500+100+50+2
27,5	2.805	102+1.000+1.000+500+200+2+1
28	2.856	102+1.000+1.000+500+200+50+2+2
28,5	2.907	102+1.000+1.000+500+200+100+5+1
29	2.958	102+1.000+1.000+500+200+100+50+5+1
29,5	3.009	102+1.000+1.000+500+200+200+5+2
30	3.060	102+1.000+1.000+500+200+200+50+5+2+1
30,5	3.111	102+1.000+1.000+500+200+200+50+20+20+10+5+2+2
31	3.162	102+1.000+1.000+500+200+200+100+50+10

TABLA 5
PLANILLA UTILIZADA PARA ASENTAR LOS
VALORES OBTENIDOS EN LA PRUEBA DE
TOLERANCIA A CARGAS

Resultados de la medición de cargas (en newtonios)

Muestra	Lote 1		Lote 2	
	Flexión	Torsión	Flexión	Torsión
1	4,5	4,5	3,5	3,5
2	6,0	6,5	2,0	1,5
3	6,5	6,5	1,0	1,0
4	4,5	5,5	2,0	3,0
5	3,5	5,5	3,0	3,0
6	6,5	6,0	1,5	2,0
7	6,0	6,5	2,5	3,0
8	6,0	10,0	3,5	3,5

Los resultados de cada medición efectuada se muestran más adelante, para abreviar, en forma de tabla (Tabla 5); los valores promedio de tolerancia a cargas de flexión fueron de 5,44 N para el lote №1, de 2,25 N para el lote № 2 y de 3,84 para el conjunto; los promedios de las cargas de torsión fueron de 6,38 N, 2,56 N y 4,47 N, respectivamente.

Las desviaciones estándar para cargas de flexión fueron de 1,04 N para el lote № 1, de 0,97 N para el lote № 2 y de 1,89 N para el conjunto; con respecto a las cargas de torsión, las desviaciones estándar fueron de 1,52 N, 0,88 N y 2,27 N, respectivamente.

La carga máxima registrada fue para un ejemplar del lote № 1, que resistió una fuerza de torsión de 10 N; la mínima correspondió a las fuerzas de flexión y torsión de componentes del lote № 2, que toleraron 1 N.

La separación de cada lote según el promedio general de resistencia a cargas de flexión resultó en que, en el primer lote, 7 ejemplares soportaron más carga que el promedio y 1 no; en el segundo lote ningún ejemplar superó el

promedio pues los 8 se encontraron por debajo (Tabla 7).

La división de cada lote de acuerdo con el promedio general de resistencia a cargas de torsión mostró que, en el primer lote, 8 falanges superaron el promedio y ninguna no lo alcanzó, mientras que en el segundo lote ninguna falange superó la media y fueron 8 las muestras que quedaron por debajo (Tabla 8).

La prueba de chi cuadrado aplicada con base en el promedio de fuerzas de flexión dio un valor de 9,14 con una diferencia estadísticamente significativa ($p = 0,0024969$); la prueba de Fisher también mostró una diferencia estadísticamente significativa ($p = 0,0013986$).

La prueba de chi cuadrado para el promedio general de las fuerzas de torsión tuvo un resultado de 12,25, con una diferencia estadísticamente significativa ($p = 0,0004653$); la prueba de Fisher también mostró una diferencia estadísticamente muy significativa ($p = 0,0001554$).

La prueba de Student para la resistencia a fuerzas de flexión entre ambos lotes mostró una diferencia estadísticamente significativa ($p = 0,002027252$); hubo una diferencia estadísticamente muy significativa para las resistencias a fuerzas de torsión ($p = 0,000568359$); para la comparación entre la resistencia a fuerzas de flexión y torsión entre las muestras de cada lote las diferencias no fueron estadísticamente significativas para el lote № 1 ($p = 0,110163668$), pero sí para el № 2 ($p = 0,049173714$).

DISCUSIÓN

Las fracturas de las falanges son las lesiones óseas más frecuentes de la mano^{5,43,51}, constituyendo en algunas estadísticas hasta el 10% de todas las lesiones esqueléticas⁴⁸ y las que

TABLA 6
DETALLE EXPRESADO EN NEUTONIOS DE LOS VALORES ESTADÍSTICOS DESCRIPTIVOS QUE SE
SOMETIERON A LAS DIFERENTES PRUEBAS DE SIGNIFICACIÓN ESTADÍSTICA

	Lote 1		Lote 2		General	
	Flexión	Torsión	Flexión	Torsión	Flexión	Torsión
Máximo	6,50	10,00	3,50	3,50	6,50	10,00
Mínimo	3,50	4,50	1,00	1,00	1,00	1,00
Promedio	5,44	6,38	2,25	2,56	3,84	4,47
Mediana	6,00	6,25	2,25	3,00	3,50	4,00
Desvío estándar	1,04	1,52	0,97	0,88	1,89	2,27

TABLA 7
RESULTADOS DE LA SEPARACIÓN DE AMBOS
LOTES EN DOS GRUPOS SEGÚN SU RESISTENCIA
A LAS CARGAS DE FLEXIÓN
(Valor promedio 3,84 N)

	>3,84 N	< 3,84 N
Lote 1	7	1
Lote 2	0	8

TABLA 8
RESULTADOS DE LA SEPARACIÓN DE AMBOS
LOTES EN DOS GRUPOS SEGÚN SU RESISTENCIA
A LAS CARGAS DE TORSIÓN
(Valor promedio 4,47 N)

	> 4,47 N	< 4,47 N
Lote 1	8	0
Lote 2	0	8

más polémicas generan con respecto al tratamiento ideal a administrarles.

Las complicaciones de estas fracturas son, fundamentalmente, los desplazamientos, la disminución de movilidad o la rigidez articular y las adherencias tendinosas. Para evitarlas se pretende aplicar tratamientos que logren estabilidad fracturaria suficiente para comenzar la movilización precoz^{32,38,44,47,51}.

Hay consenso en que la aplicación de tornillos solos queda reservada a las fracturas oblicuas largas o espiroideas cuya longitud sea igual o superior a 2,5 veces el ancho diafisario^{20,35}, encontrándose, además, que esta técnica no provoca severas pérdidas de movilidad articular^{8,21}.

Este trabajo intenta mostrar que la osteosíntesis con tornillos compresivos cruzados a través del foco fracturario amplía la indicación de éstos a las fracturas transversales de las falanges, brinda una fijación más rígida que el enclavijado con alambres de Kirschner, y evita las complicaciones asociadas a otros métodos de fijación rígida, como las placas y tornillos.

Se reconoce que el procedimiento propuesto es heterodoxo, pero entendemos que muestra similar heterodoxia que la osteosíntesis intrafocal a lo Kapandji^{25,26} del radio distal, en la cual se colocan clavijas roscadas pasándolas a través de la propia línea de fractura —en abierta violación de los principios de una osteosíntesis rígida— pero logrando la estabilización de las fracturas para las cuales está indicado este método.

Además, en el diseño de este procedimiento se respetaron las indicaciones de los principios fundamentales de la osteosíntesis preconizados por la escuela AO³⁶.

La fijación de las falanges fracturadas con alambres de Kirschner^{16,22,29} reconoce una antigüedad no comparable con otras técnicas de osteosíntesis, desde que este autor comenzó sus experiencias con cuerdas de piano²⁸, pero no goza del prestigio de una gran estabilidad^{23,51},

brindando muchas veces pobres resultados¹⁰.

Esta falta de estabilidad¹⁵ y control de las fuerzas actuantes sobre el hueso fracturado se atribuyeron a alteraciones en la interfase hueso-implante³³ por una mala adaptación de los mismos frente a las cargas dinámicas y determinan la inhibición o el retardo del crecimiento de los brotes capilares que preceden a la formación de un callo de curación⁶.

Otros autores preconizan el uso de cerclajes diversos^{12,13,17} o aun de enclavijados^{2,3,52} y aparatos intramedulares³⁰, pero ningún procedimiento ha mostrado la solidez de las osteosíntesis rígidas⁵¹, aun tratándose de tornillos solos^{23,35}; especialmente, estos últimos han mostrado tolerar las cargas de torsión mejor que otras técnicas³⁴, absorbiéndolas y transformándolas en una fuerza longitudinal²⁰.

La mayoría de los autores coinciden en que la fijación con placas y tornillos brinda la mayor resistencia a las fuerzas de carga sobre las falanges^{5,20,23,24,30,50}. Esta técnica ha mostrado ser especialmente capaz de resistir cargas de pandeo, flexión y torsión comparables a las del hueso íntegro^{5,33}. Sin embargo, las miniplacas han mostrado mayor resistencia que los enclavijados pero menor que las placas convencionales y las del hueso normal³¹.

El objetivo de las fijaciones rígidas es lograr una compresión uniforme y efectiva para mantener la reducción fragmentaria²⁰ y permitir una pronta rehabilitación, promoviendo la precoz ejercitación muscular, tendinosa y articular.

Sin embargo, las osteosíntesis con placas y tornillos reconocen complicaciones tales como la rigidez^{31,40,48}, la movilización tisular⁴⁷, la protrusión y lesión por decúbito de las partes blandas suprayacentes^{42,45,51}, o insuficiencia y tensión de las mismas para la cobertura final⁴², llegando algunos autores a contraindicarla para las fracturas de falanges debido a su interferencia en la función tendinosa^{9,11,21,31,47,48} y articular^{9,10,48}.

Se ha intentado soslayar estas complicaciones colocando las placas en situación lateral o medial pero las fallas biomecánicas de estas configuraciones las tornan inconvenientes para soportar las cargas fisiológicas⁵⁴¹.

Nigro³⁷ ha mostrado, en disecciones de su autoría, la existencia de un tejido celuloadiposo que asienta en un plano preperióstico dorsal y retrotendinoso extensor, que él denomina fascia celuloadiposa retroexterna, a la que atribuye condiciones de facilitación del deslizamiento del aparato extensor de los dedos.

Este concepto es coincidente con descripciones clásicas, pero no tan minuciosas, que atribuyen a tal tejido la función de permitir o facilitar el deslizamiento del aparato extensor de los dedos⁴⁹ y con las de otros autores que admiten un "espacio de deslizamiento"⁴² o una "capa de deslizamiento" entre el aparato extensor digital y el periostio^{20,47}.

En la interpretación de Nigro, que compartimos en nuestra experiencia quirúrgica, la lesión y cicatrización³⁵¹ de esta fascia celuloadiposa es la principal responsable de las adherencias que se producen al colocar placas y tornillos, especialmente por la vía dorsal y debido a la gran superficie de contacto que presentan las placas, que siempre es mayor que la de cualquier otro tipo de osteosíntesis, aun si consideramos las miniplacas y microplacas de diferentes diseños^{14,38,41}.

Si bien las fuerzas predominantes en la mano son de origen flexor, las que actúan sobre las falanges son diferentes de las que soportan los metacarpianos⁵; en éstos las cargas de compresión se hallan en el plano flexor y las de distracción del lado dorsal, e indirectamente son prueba de ellos su configuración curva a seno palmar y su mayor espesor cortical en dicho plano²³.

Al contrario, las falanges presentan una carga de compresión a nivel dorsal y las fuerzas distractivas actúan del lado palmar, mostrando la cortical dorsal un mayor grosor que la volar, como consecuencia de su adaptación a esta situación biomecánica²³.

El método propuesto en este trabajo presenta los beneficios de la rigidez que proveen los tornillos autocompresivos, al contrario de los enclavijados convencionales, y evitan, debido a su baja superficie de contacto, la lesión y posterior cicatrización y adherencia de los delicados planos que facilitan el movimiento del tendón extensor.

El análisis de los resultados de nuestra experiencia muestra que existe una diferencia estadísticamente significativa en la resistencia a las cargas, tanto de flexión como de torsión, a favor de la osteosíntesis con tornillos cruzados con respecto a la fijación con alambres de Kirschner.

Las pruebas de chi cuadrado y de Fischer mostraron que la resistencia a las fuerzas de flexión de los tornillos cruzados fue significativamente superior a la de clavijas cruzadas ($p < 0,05$).

Las mismas pruebas, aplicadas a los valores de las cargas de torsión, revelaron una resistencia superior para el modelo de tornillos cruzados, con valores estadísticamente muy significativos ($p < 0,001$).

La administración de la prueba de Student pareada mostró que la resistencia de la osteosíntesis con tornillos cruzados a través del foco fus superior al enclavijado convencional, tanto para las fuerzas de flexión como para las de torsión, de manera estadísticamente significativa para las primeras ($p < 0,05$) y estadísticamente muy significativa para las segundas ($p < 0,001$).

Esta misma prueba, aplicada comparando las resistencias a la flexión y la torsión entre sí para cada tipo de osteosíntesis estudiada, reveló que los enclavijados presentan una resistencia diferente a ambas fuerzas, fallando ante las cargas torsionales de modo estadísticamente significativo ($p < 0,05$), en tanto que la configuración de tornillos cruzados resistió de manera similar ambos tipos de cargas, mostrando diferencias estadísticamente no significativas entre la resistencia a ambas solicitudes mecánicas ($p > 0,05$).

A diferencia de otros autores, hemos elegido como unidad de medida de las cargas al neutonio, pues se halla en congruencia con las recomendaciones del Sistema Internacional de Unidades^{4,27,50}.

El error en las mediciones de carga puede considerarse despreciable ya que, en términos relativos, no alcanzó nunca la milésima parte de los valores de las fuerzas aplicadas.

Se ha determinado que las cargas que soporta el hueso normal por acción de los tendones flexores son del orden de los 36,55 a 74,77 neutonios^{27,50} y de 38,61 a 58,60 neutonios para los extensores²⁷, en tanto que nuestro modelo resistió cargas de valores inferiores a los citados.

Consideramos que estas diferencias pueden atribuirse a la distinta resistencia mecánica del hueso humano con respecto al hueso plástico utilizado en este modelo biomecánico.

Independientemente de esto, el utilizar un mismo tipo de material para ambas osteosíntesis comparadas permite extrapolar los hallazgos, ya que los diferentes valores obtenidos pueden atribuirse a las particulares configuraciones espaciales de las técnicas comparadas³¹, y a las mejores disposiciones del modelo estudiado para responder a las diferentes fuerzas de flexión y de torsión, como lo demuestran las pruebas de significación estadística aplicadas a los resultados obtenidos en ambos lotes.

Consideramos que la mejor configuración de tornillos cruzados es la que responde a su colocación en el plano sagital, pues las líneas de fuerza de compresión y distracción que atraviesan la falange en toda su longitud lo hacen siguiendo dicho plano; de ahí que se descarta la colocación de los tornillos cruzados en el plano transversal.

Este modelo presentado reconoce la necesidad de una gran precisión técnica, pues es imprescindible mantener un estricto paralelismo entre los planos sagitales de ambos tornillos, ya que la menor divergencia entre ellos determina la aparición de fuerzas oblicuas que desplazan a los fragmentos en dirección rotatoria, perdiéndose la alineación fracturaria; respetando, en cambio, el paralelismo mencionado, las fuerzas de cada tornillo se oponen entre sí, cancelándose y manteniendo la reducción.

Este procedimiento permite, además, la colocación de los tornillos para efectuar compresión interfragmentaria, con lo cual se conservan las ventajas del método y se respetan los principios de la escuela AO en ese sentido.

También entendemos que el avellanado de un lecho para las cabezas de los tornillos permite que la procidencia de los mismos sea mínima y, desde luego, muy inferior a la que presenta una placa, aun las miniplacas o microplacas de menor tamaño; asimismo, las superficies de ambos tipos de implantes muestran que es menor la correspondiente a nuestro modelo.

Otro requisito ineludible es la precisa medición de la longitud adecuada de cada tornillo para evitar la procidencia de su punta hacia el plano de los tendones flexores, alejando el peligro de dañar los mismos.

Es necesario reconocer que el presente modelo es de índole biomecánica y está aplicado a especímenes artificiales, los cuales difieren del hueso humano.

Pero los resultados de nuestras pruebas fueron tan concluyentes en cuanto a la rigidez de la osteosíntesis con tornillos cruzados, y su mínima superficie de contacto y la baja procidencia con respecto a la superficie de la cortical nos parecen tan ventajosas, que nos sentimos estimulados a proseguir nuestras investigaciones, preparando modelos cadavéricos y animales para confirmar con nuestras experiencias nuestra hipótesis y someter este procedimiento a pruebas de distinta índole, para determinar su validez y su alcance práctico.

Agradecimientos

Al Dr. Roque Nigro, por sus brillantes observaciones acerca del mecanismo extensor de los dedos y por autorizarme a utilizar dicho material inédito.

Al Dr. Rodolfo García, Jefe de Investigación y Docencia del Hospital Interzonal General de Agudos "Evita", de Lanús, por su inestimable ayuda y sus consejos para el tratamiento estadístico de los resultados.

A la Dra. Beatriz Pulido, por su valiosa ayuda en la realización de radiografías del prototipo óseo cadavérico.

A la Bioquímica Leonor González, por su colaboración en el pesado de la tara del aparato de cargas.

A la empresa IOA y a sus representantes, los señores Gabriel Prekajac y Roberto Gangi, por su inestimable apoyo facilitando el material e instrumental de osteosíntesis de pequeños fragmentos, sin el cual hubiera sido imposible realizar este trabajo.

A la Licenciada Verónica Mauceri, por su invaluable ayuda en la búsqueda bibliográfica.

BIBLIOGRAFÍA

1. Bazerque P, Tessler J: Método y Técnica de la Investigación Clínica (1^a edición). Buenos Aires, Toray, 1982; 126-178, 258-302.
2. Belsky MR, Eaton RG, Lane LB: Closed reduction and internal fixation of proximal phalangeal fractures. J Hand Surg 1984; 9A: 725-729.
3. Belsone R: Physiological fixation of displaced and unstable fractures of the hand. Orthop Clin North Am 1980; 11: 393-404.
4. Bertello LF: Sistema Internacional de Unidades. Su Aplicación en el Área de la Salud (1^o ed). Buenos Aires, Eudeba, 1980; 46.
5. Black D, Mann RJ, Constine R et al: Comparison of internal fixation techniques in metacarpal fractures. J Hand Surg 1985; 10A: 466-472.
6. Greenwald J: Bone healing in the hand. Clin Orthop 1987; 214: 7-10.
7. Brennwald J: Principles and techniques of AO/ASIF fracture fixation. En: Green DP (ed): Operative Hand Surgery, Vol 1(3^o edición). New York, Churchill Livingstone, 1993; 759-765.

8. Crawford GP: Screw fixation for certain fractures of the phalanges and metacarpals. *J Bone Jt Surg* 1976; 58-A: 487-492.
9. Creighton JJ, Steichen JB: Complications in phalangeal and metacarpal fracture management. Results of extensor tenolysis. *Hand Clin* 1994; 10: 111-116.
10. Dabezies EJ, Schutte JP: Fixation of metacarpal and phalangeal fractures with miniature plates and screws. *J Hand Surg* 1986; 11A: 283-288.
11. Freeland AE, Roberts TH: Percutaneous screw treatment of spiral oblique finger proximal phalangeal fractures. *Orthopedics* 1991; 14: 384-388.
12. Gingrass RP, Fehring B, Matloub H: Intraosseous wiring of complex fractures. *Plast Reconstr Surg* 1980; 66: 383-394.
13. Gordon L, Monsanto EH: Skeletal stabilization for digital replantation surgery. Use of intraosseous wiring. *Clin Orthop* 1987; 214: 72-77.
14. Goudot P, Voche Ph, Bour Ch et al: Ostéosynthèse par mini-plaque en "L" des fractures métaphysaires et métaphysico-épiphysaires des métacarpions et des phalanges. *Rev Chir Orthop* 1991; 77:130-134.
15. Gould WL, Belsole RJ, Skelton WH: Tension-band stabilization of transverse fractures: an experimental analysis. *Plast Reconstr Surg* 1984; 73: 111-115.
16. Green DP, Anderson JR: Closed reduction and percutaneous pin fixation of fractured phalanges. *J Bone Jt Surg* 1973; 55A: 1651.
17. Greene TL, Noellert RC, Belsole RJ: Treatment of unstable metacarpal and phalangeal fractures with tension band wiring techniques. *Clin Orthop* 1987; 214: 78-84.
18. Gutiérrez Cabria S: Bioestadística (1^a ed). Madrid, Tebar Flores, 1977; 138-143.
19. Harten HU: Física Básica para Estudiantes de Medicina (2^a ed). Barcelona, Editorial Científico-Médica, 1977; 17-19.
20. Hastings H: Unstable metacarpal and phalangeal fracture treatment with screws and plates. *Clin Orthop* 1987; 214: 37-52.
21. Heim U, Pfeiffer KM: Small Fragment Manual (1^a ed). Berlin, Springer-Verlag, 1982; 5-17,27-35,191-195.
22. James JIP: Fractures of the proximal and middle phalanges of the fingers. *Acta Orthop Scand* 1962; 23: 401-412.
23. Jones WW: Biomechanics of small bone fixation. *Clin Orthop* 1987; 214: 11-17.
24. Jupiter JB, Konior MP, Smith RJ: The management of delayed union and nonunion of the metacarpals and phalanges. *J Hand Surg* 1985; 10A: 457-466.
25. Kapandji A: L'embrochage intra-focal des fractures de l'extrémité inférieure du radius dix ans après. *Ann Chir Main* 1987; 6 (1): 57-63.
26. Kapandji A: Ostéosynthèse par double embrochage intra-focal traitement fonctionnel des fractures non articulaires de l'extrémité inférieure du radius. *Ann Chir* 1976; 30: 903-908.
27. Ketchum LD, Thompson D, Pocock G et al: A clinical study of forces generated by the intrinsic muscles of the index finger and the extrinsic flexor and extensor muscles of the hand. *J Hand Surg* 1978; 3:571-578.
28. Kirschner M: Verbesserungen der Drahtextension. *Arch Klin Chir* 1927; 148: 651-658.
29. Lambotte A: Contribution to conservative surgery of the injured hand. *Arch Franco-Beiges Chir* 1928; 31: 759.
30. Lewis RC, Nordyke M, Duncan K: Expandable intramedullary device for treatment of fractures in the hand. *Clin Orthop* 1987; 214: 85-92.
31. Lins RE, Myers BS, Spinner RI et al: A comparative mechanical analysis of plate fixation in a proximal phalangeal fracture model. *J Hand Surg* 1996; 21A: 1059-1064.
32. Lister G: Intraosseous wiring of the digital skeleton. *J Hand Surg* 1978; 3A: 427-435.
33. Massengill JB, Alexander H, Lagrana N et al: A phalangeal fracture model - Quantitative analysis of rigidity and failure. *J Hand Surg* 1982; 7A: 264-270.
34. Matloub HS, Jensen PL, Sanger JR et al: Spiral fracture fixation techniques. A biomechanical study. *J Hand Surg* 1993; 18B: 515-519.
35. Melone GP Jr: Rigid fixation of phalangeal and metacarpal fractures. *Orthop Clin North Am* 1986; 17:421-435.
36. Müller ME, Allgöwer M, Schneider R et al: Manual de Osteosíntesis (3^a edición). Barcelona, Springer-Verlag Ibérica, 1993; 2-3,186-194,480-483.
37. Nigro R: Comunicación personal, 1992.
38. Nunley JA, Goldner RD, Urbaniak JR: Skeletal fixation in digital replantation. Use of the "H" plate. *Clin Orthop* 1987; 214: 66-71.
39. Nunley JA, Kloen P: Biomechanical and functional testing of plate fixation devices for proximal phalangeal fractures. *J Hand Surg* 1991; 16A: 991-998.
40. Paneva-Holevich E: Compression osteosynthesis in the hand using a small nail-plate. *J Bone Jt Surg* 1977; 59A: 464-466.
41. Prevel CD, Eppley BL, Jackson JR et al: Mini and micro plating of phalangeal and metacarpal fractures: a biomechanical study. *J Hand Surg* 1995; 20A: 44-49.
42. Pun WK, Chow SP, So YC et al: Unstable phalangeal fractures: treatment by AO screw and plate fixation. *J Hand Surg* 1991; 16A: 113-117.
43. Pun WK, Chow SP, So YC et al: A prospective study on 284 digital fractures of the hand. *J Hand Surg* 1989; 14A: 474-481.
44. Reyes FA, Latta LL: Conservative management of difficult phalangeal fractures. *Clin Orthop* 1987; 214: 23-29.
45. Rüedi TH, Burri C, Pfeiffer KM: Stable internal fixation of fractures of the hand. *J Traum* 1971; 11: 381-389.
46. Schauwecker F: Osteosíntesis (1^a edición). Barcelona, Toray, 1974; 3-8.
47. Stern PJ, Wieser MJ, Reilly DG: Complications of plate fixation in the hand skeleton. *Clin Orthop* 1987; 214: 59-85.
48. Stern PJ: Fractures of the metacarpals and phalanges. In: Green DP (ed): *Operative Hand Surgery*, Vol 1 (3^a ed). New York, Churchill Livingstone, 1993; 695.
49. Testut L, Jacob O: *Tratado de Anatomía Topográfica*, TII (8^a ed). Barcelona, Salvat, 1984; 850.
50. Vanik RK, Werber RC, Matloub HS et al: The comparative strengths of internal fixation techniques. *J Hand Surg* 1984; 9A: 216-221.
51. Viegas SF, Ferren EL, Self J et al: Comparative mechanical properties of various Kirschner wire configurations in transverse and oblique phalangeal fractures. *J Hand Surg* 1988; 13A: 246-253.
52. Vom Saal FH: Intramedullary fixation in fractures of the hand and fingers. *J Bone Jt Surg* 1953; 35A: 5-16.