

Biomecánica de la fijación distal en fracturas extrarticulares de radio: tornillos versus pernos

Estudio en modelos cadavéricos

ÁLVARO MURATORE, GUSTAVO L. GÓMEZ RODRÍGUEZ, JAVIER DAL LAGO,
NICOLÁS ROBADOR, GABRIEL NAZUR, GABRIEL CLEMBOSKY

Hospital Británico de Buenos Aires, Ciudad Autónoma de Buenos Aires

Recibido el 28-1-2014. Aceptado luego de la evaluación el 25-5-2015 • Dr. ÁLVARO MURATORE • alvaromuratore@gmail.com

Resumen

Objetivo: Comparar biomecánicamente en modelos cadavéricos tornillos bloqueados con pernos bloqueados en fracturas extrarticulares de radio distal estabilizadas con placas bloqueadas volares.

Materiales y Métodos: Se reprodujeron fracturas extrarticulares conminutas en 12 radios de seis cadáveres. Se formaron dos grupos según el empleo de tornillos bloqueados o pernos en la fijación distal. Se llevaron a cabo ensayos biomecánicos para evaluar cambios en la rigidez del montaje después de realizar una carga axial. Finalmente, se llevó el sistema al fallo. Se efectuaron controles radiológicos en todas las etapas.

Resultados: Al llevarlos al fallo, el sistema con tornillos presentó una mayor desviación hacia dorsal de la carilla articular en el perfil. Se observó una separación de la placa en relación con el hueso en las placas montadas con pernos. La carga máxima tolerada fue de 1659 N y de 1905 N con los tornillos bloqueados y con los pernos, respectivamente.

Conclusiones: En ambos sistemas, se observó que la fuerza de carga pasa de la epífisis a la diáfisis a través del material de osteosíntesis (hueso-placa-hueso), puenteando la fractura y deformando la placa que empuja la carilla articular hacia una inclinación dorsal. Sin embargo, en los modelos fijados con pernos, se encontró un segundo tiempo de transmisión de fuerza en el cual la placa se separa del sistema debido al deslizamiento de los pernos lisos, lo que posibilita una transmisión directamente del fragmento distal al proximal (hueso-hueso) que produce, en todos los casos, una fractura incompleta y longitudinal de la cortical volar, pero que evita seguir deformando la placa hacia el dorso.

Palabras clave: Fractura de radio distal; placa bloqueada palmar; pernos bloqueados; tornillos bloqueados.

Nivel de Evidencia: II

BIOMECHANICS OF DISTAL FIXATION IN DISTAL RADIUS FRACTURE: SCREWS VERSUS SMOOTH PEGS. STUDY IN CADAVERIC MODELS

Abstract

Objective: To perform a biomechanical comparison in cadaveric models between locking screws and locking smooth pegs in extra-articular distal radius fractures stabilized with volar locking plates.

Methods: We reproduced extra-articular dorsal comminuted fractures in 12 cadaveric radius. We divided them into two groups according to the use of locking screws or locking smooth pegs in distal fixation. Biomechanical tests were conducted evaluating changes in the rigidity of the systems after performing an axial load. Finally, the systems were led to the failure. Radiological controls were performed in all instances.

Conflicto de intereses: Los autores no obtuvieron ningún beneficio para realizar este trabajo.

Results: When the systems fixed with locking screws were led to the failure, a greater dorsal inclination of the articular facet was observed. A separation of the plate relative to the bone was observed in those plates fixed with locking smooth pegs. Moreover, the maximum tolerated load was 1659 N and 1905 N in the systems with locking screws and with locking smooth pegs, respectively.

Conclusions: In both systems the load force moves from the epiphysis to the diaphysis through the osteosynthesis (bone-plate-bone), bridging the fracture and deforming the plate which pushes the articular facet to dorsal deviation. However, in models with locking smooth pegs we found a second time of load transmission in which the plate is removed from the system due to slippage of the locking smooth peg, allowing a transmission directly from the distal to the proximal fragment (bone-bone) generating in all cases an incomplete and longitudinal fracture of the volar cortex, but avoiding deformation of the plate to dorsal deviation.

Key words: Distal radius fracture; volar locking plate; locking screws, locking smooth pegs.

Level of Evidence: II

Introducción

Las fracturas de radio distal con desplazamiento dorsal tienen una alta incidencia y, a menudo, presentan factores asociados a inestabilidad: el patrón de fractura (conminución dorsal, compromiso intrarticular y compromiso asociado del cúbito); la gravedad del desplazamiento inicial (ángulo dorsal $>20^\circ$ y pérdida de la altura radial >5 mm) y factores inherentes al paciente (edad >60 años y calidad ósea).¹⁻⁷

En la actualidad, hay un consenso general sobre la importancia de una fijación adecuada que permita la restauración tanto de una superficie articular congruente, como de la altura radial, la inclinación volar de la articulación, la varianza cubital y la inclinación radial.^{5,8-10} El enfoque actual para el tratamiento de este tipo de fracturas en el contexto de osteopenia permanece en continua evolución, los resultados funcionales se han mejorado mediante el empleo de placas palmares bloqueadas con tornillos.¹¹⁻¹⁴

Si bien la reducción se puede lograr de forma cerrada y estabilizada con fijadores externos o clavijas intrafocales, el objetivo fundamental radica en evitar la potencial discapacidad por la falta de consolidación o la inmovilización prolongada. Por lo tanto, la fijación interna mediante placas se ha convertido en el tratamiento de primera elección para este tipo de fracturas.^{10,12,15} Además, la vía palmar permite la reducción y la fijación eficaces de los fragmentos articulares, aun en fracturas con desplazamiento dorsal, así disminuye la incidencia de tendinitis irritativas y roturas tendinosas asociadas al uso de placas por vía dorsal.^{7,13}

A su vez, algunos modelos tienen la opción de fijación distal con pernos o tornillos bloqueados, con diferentes resultados clínicos y experimentales.¹⁶⁻¹⁸ No encontramos trabajos que comparen pernos o tornillos bloqueados bajo carga axial en fracturas extrarticulares de radio con conminución dorsal en huesos cadavéricos.

El objetivo del estudio fue comparar biomecánicamente en modelos cadavéricos dos metodologías distintas de fijación distal (tornillos bloqueados frente a pernos bloqueados) en fracturas extrarticulares de radio distal, es-

tabilizadas con placas bloqueadas volares de diferente manufactura.

Materiales y Métodos

Selección de especímenes y preparación

Se emplearon seis pares de radios cadavéricos correspondientes a donantes humanos del Banco de Tejidos Osteoarticulares de nuestro Hospital (1VL, 3VL, 5VL, 48, 49 y 51). En la Tabla 1, se describen los lotes utilizados. Estas piezas fueron conservadas en doble envoltura plástica estéril, y congeladas a -20°C , luego, se las mantuvo a temperatura ambiente por 24 horas antes de realizar las evaluaciones.

Toda la secuencia detallada fue inicialmente analizada en hueso plástico, a fin de evitar fallos y optimizar el acople del espécimen al sistema de compresión.

En primera instancia, se llevó a cabo una meticulosa resección de las partes blandas remanentes adheridas a la pieza. A continuación, se tomaron radiografías de frente y de perfil de todos los radios con la misma técnica radiográfica y se descartó cualquier patología ósea subyacente, como tumores óseos, o que alterara la densidad normal del hueso. El grado de mineralización ósea se registró mediante la densitometría (Lunar DPX/L Dual Energy X-Ray Bone Densitometer) y se constató que todos los modelos estuvieron dentro de los parámetros normales de densidad ósea según la International Society of Clinical Densitometry (ISCD).¹⁹

Se aprovechó la presencia del par del donante para disminuir la variabilidad biológica entre los radios por comparar. La osteosíntesis palmar se efectuó con dos placas de distinta manufactura para evaluar si la fijación distal con tornillos o pernos actuaba de manera diferente. En tres pares de radios (lotes 1VL, 3VL y 5VL), se utilizó la placa Universal® (Stryker) importada, mientras que, en los tres pares restantes (lotes 48, 49 y 51), se utilizó la placa Osteona® nacional (Figura 1). La fijación distal de cada par se realizó con el mismo tipo de placa y se asignó, en forma aleatoria, la colocación de pernos o tornillos en el radio izquierdo o el derecho.

Tabla 1. Descripción de los lotes

Lote	Fecha de ablación	Edad	Sexo	Talla (m)	Peso (kg)	IMC	DMO (g/cm ²) / Z-score/T-score derecho	DMO (g/cm ²) / Z-score/T-score izquierdo
48	09/04/2011	47	F	1,55	65	28,9	0,453 / -2 / -2	0,414 / -2,8 / -2,8
49	06/08/2010	39	F	1,58	80	32	0,380 / -3,4 / -3,4	0,334 / -4,4 / -4,4
51	17/03/2011	49	M	1,87	130	37,17	0,220 / -7,1 / -7,1	0,255 / -6,4 / -6,4
1VL	30/08/2010	33	M	1,8	80	24,69	0,589 / -0,4 / -0,4	0,481 / -2,4 / -2,4
3VL	02/10/2010	26	M	1,73	85	28,4	0,437 / -3,2 / -3,2	0,544 / -1,2 / -1,2
5VL	18/05/2011	50	M	1,7	90	31,14	0,382 / -4,1 / -4,1	0,463 / -2,7 / -2,7

F = femenino; M = masculino; IMC = índice de masa corporal; DMO = densidad mineral ósea.

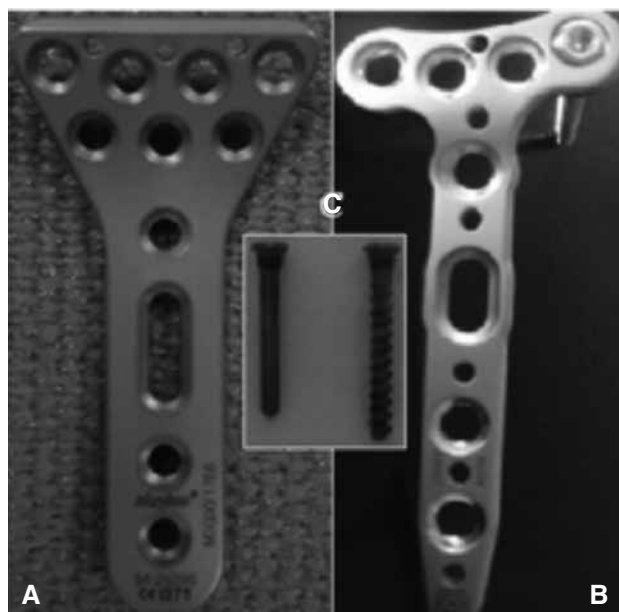


Figura 1. A. Placa Universal® (Stryker). B. Placa Osteona®. C. Perno y tornillo bloqueado.

En un primer momento, se montó la placa al hueso intacto. La fijación proximal de la placa Universal® se realizó con dos tornillos bloqueados de 2,3 mm en los dos orificios proximales y un tornillo bicortical no bloqueado de 2,3 mm de diámetro en el dinámico. Para la fijación epifisaria, se utilizaron siete tornillos bloqueados de 2,3 mm en un radio o siete pernos bloqueados de 2 mm de diámetro (4 en la fila distal y 3 en la fila proximal según el diseño de la placa) en el radio contralateral del mismo cadáver.

Para la placa Osteona®, se empleó igual fijación proximal con tornillos de 2,7 mm de diámetro y la única fila epifisaria de cinco orificios que se fijó mediante tornillos de 2,4 mm o pernos de 2 mm de diámetro. En todos los casos, la estabilización distal se realizó a nivel subcondral de la superficie articular.

Se tomó un par radiográfico para controlar la colocación final de la osteosíntesis que, luego, fue retirada. Se reprodujo una fractura extrarticular (AO-A3) mediante una osteotomía sustractiva en cuña de base dorsal de 10 mm centrada a 15 mm proximal del margen articular, sobre el tubérculo de Lister.¹⁸⁻²⁰ La cortical volar se conservó intacta, para después fracturarla en forma manual. Por su parte, la cortical dorsal del fragmento distal fue resecada mediante pinza gubia para reproducir más fehacientemente la conminución dorsal. Luego de recolocar la placa con tornillos o pernos, se tomó otro par radiográfico. Se evaluó la reducción anatómica y la relación entre la osteotomía y el material de osteosíntesis (Figura 2).

La metodología antes descrita se empleó a fin de asegurar una reducción anatómica de la fractura durante la recolocación del material de osteosíntesis.

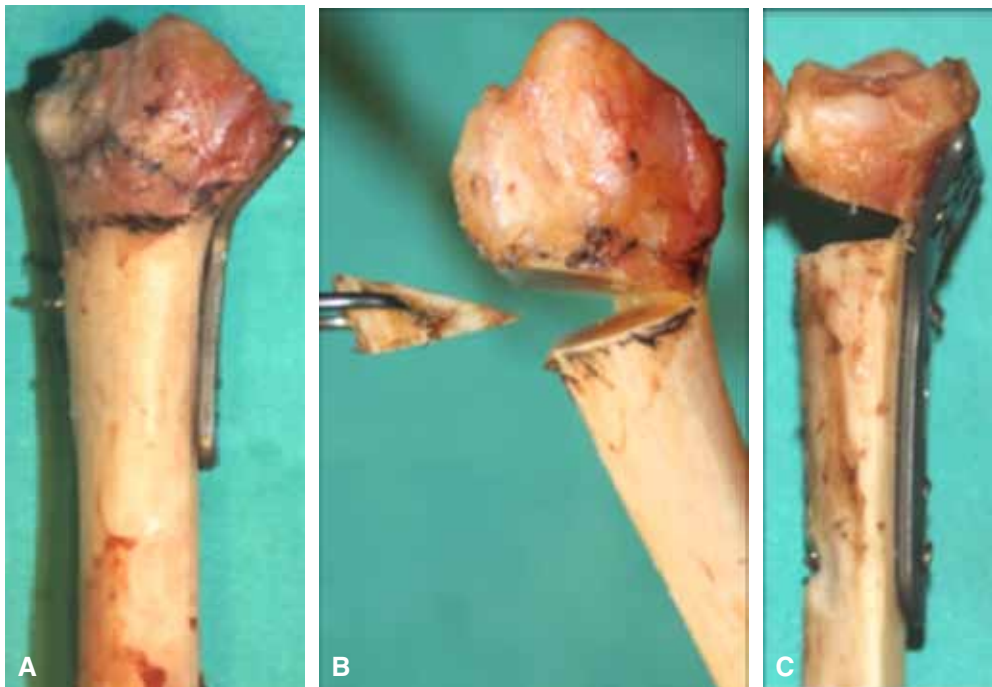
El paso siguiente consistió en efectuar una osteotomía diafisaria transversal a 145 mm de la superficie articular distal del radio, el ejemplar se fijó a nivel proximal con cemento (polimetilmetacrilato, Subiton®) y se colocó en una posición vertical y neutra (Figura 3).

Elección de la carga y prueba biomecánica

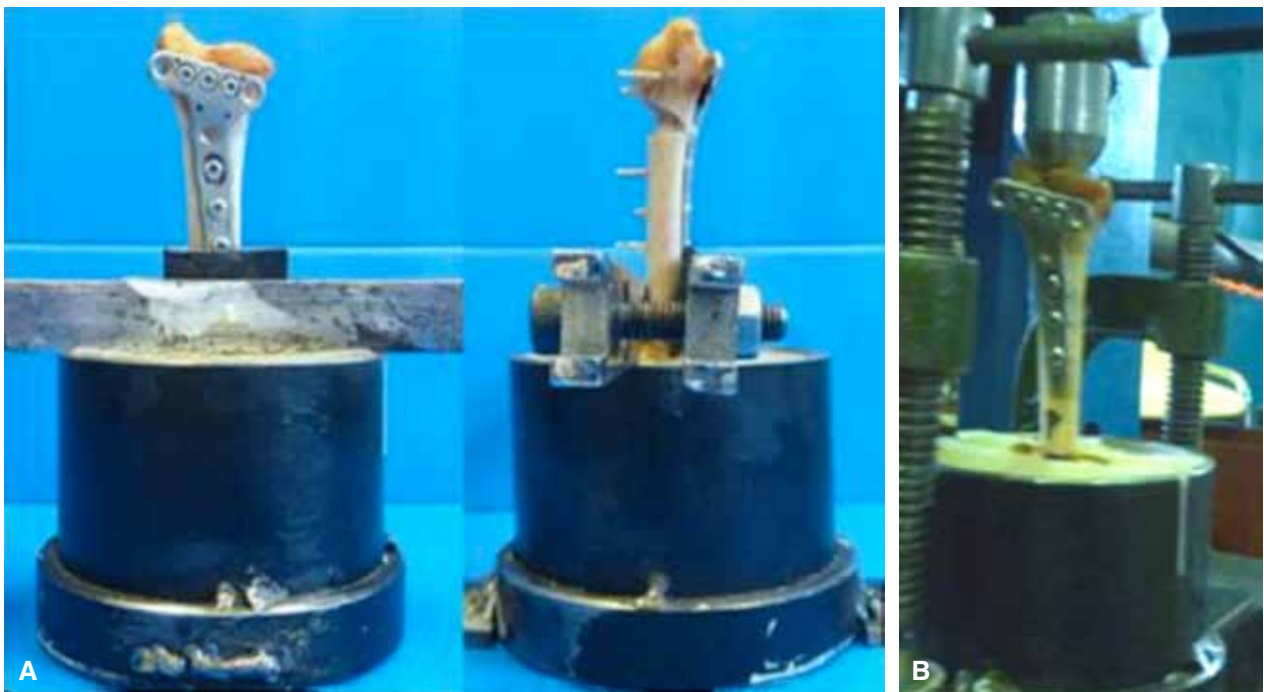
Los especímenes fueron montados y testeados en el Laboratorio de Biomateriales del Centro de Investigación y Desarrollo en Mecánica del Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI). El ensayo biomecánico consistió en evaluar cambios en la rigidez del montaje después de realizar 5000 ciclos de carga y, a su vez, se constató la carga máxima y el modo de falla que soporta cada configuración en estudio.

Para cada muestra, el protocolo de ensayo estuvo dividido en tres etapas: 1) ensayo estático inicial (EEI), 2) ensayo dinámico (ED) y 3) ensayo estático final (EEF) hasta alcanzar la falla de la muestra.

Todos los ensayos estáticos se llevaron a cabo en una máquina Tinius Olsen H50-KT, utilizando una celda de carga de 5 kN. La aplicación de la carga de compresión se realizó mediante una esfera de 22 mm de acero centrada en el borde cubital de la fosa escafoidea.¹⁴



▲ **Figura 2.** **A.** Configuración de la osteotomía con placa montada. **B.** Resección antes de retirar la osteosíntesis. La cortical volar se completa mediante osteoclasia. **C.** Disposición definitiva.



▲ **Figura 3.** **A.** Fijación del ejemplar con cemento en una posición vertical y neutra. **B.** Montaje definitivo.

El EEI se efectuó cargando en compresión la muestra a una velocidad de 2 N/s hasta un valor de 300 N con una precarga de 5 N. Este proceso se repitió tres veces.

El ED de compresión se realizó entre una carga máxima de 300 N y una mínima de 20 N, a una frecuencia de 1,3 Hz durante una hora (5000 ciclos). La metodología fue elegida estimando que la flexo-extensión de la muñeca y la empu-

ñadura (*grip*) suave ocurren un promedio de 150 veces por día, en las primeras seis semanas, momento en el cual se calcula que existe un callo lo suficientemente estable.²¹

Finalmente, se llevó a cabo el EEF a una velocidad de 2 mm/min hasta lograr el fallo del montaje, el cual se interpreta como el aflojamiento de los tornillos, la deformación permanente del implante o su rotura. Se registró, en

última instancia, el valor de la carga máxima alcanzada. La velocidad de aplicación de la carga elegida pretende simular actividades de baja demanda de esfuerzos, por ejemplo, soportar una persona su propio peso al bipedestarse utilizando sus manos como apoyo.²² Este estudio no pretende reproducir caídas de alto impacto.

Se realizaron controles radiológicos relacionados con el ensayo biomecánico. El primero tuvo lugar después del EEI; el segundo, después de los 5000 ciclos del ED y antes del EEF y, por último, tras el fallo por carga máxima.

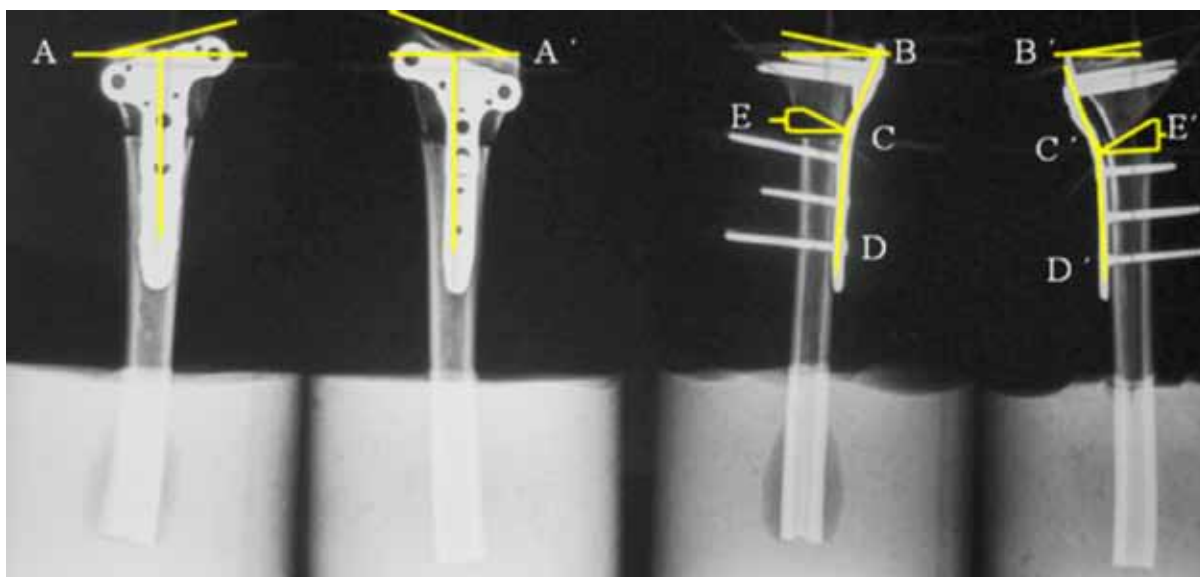
Mediciones

Se obtuvieron las curvas carga versus desplazamiento a partir del EEI y del EEF. La rigidez inicial y final, antes de los 5000 ciclos de carga y después, se calculó como la pendiente de la porción lineal de dichas curvas entre 100 y 300 N. En los resultados, se informa la rigidez en Newton por milímetro (N/mm) y la carga máxima alcanzada hasta el fallo en Newton.

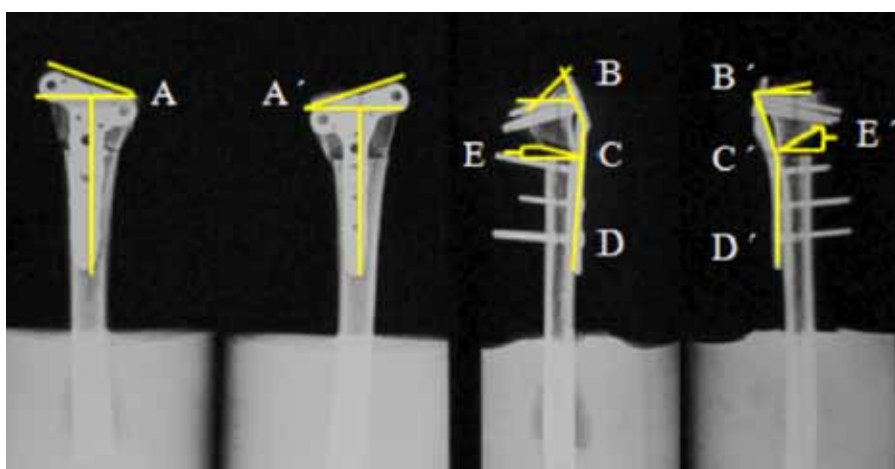
En los estudios radiológicos, se llevó a cabo una evaluación minuciosa de los tres sitios potencialmente débiles de la fijación: la interfase hueso-tornillo/perno, el bloqueo placa-tornillo/perno y la forma de la placa.²³ Se midieron: a) la inclinación cubital de la superficie articular del radio en el frente y en la incidencia de perfil, b) el ángulo volar de la carilla articular, c) la morfología de la osteotomía (altura y ángulo de la brecha) y d) el ángulo de la placa (Figuras 4 y 5). Para facilitar la construcción de las tablas, los ángulos de la carilla articular de perfil con inclinación dorsal se informan como valores negativos y aquellos con inclinación palmar, como valores positivos.

Análisis estadístico

Para comparar variables numéricas entre fijaciones con pernos versus tornillos (muestras relacionadas) se utilizó el test del signo. Se consideró significativo un valor $p < 0,05$. El análisis se llevó a cabo con el programa Intercooled Stata 6.0 (Stata Corporation 1995-1999).



▲ **Figura 4.** Mediciones radiográficas antes de la falla. Ángulos: **A.** carilla articular de frente; **B.** carilla articular en el perfil; **C.** osteotomía; **D.** placa; **E.** altura de la brecha (cm).



▶ **Figura 5.** Mediciones radiográficas después de la falla. Ángulos: **A.** carilla articular de frente; **B.** carilla articular en el perfil; **C.** osteotomía; **D.** placa; **E.** altura de la brecha (cm).

Resultados

Se analizaron los datos de los seis pares de radios evaluados. Los resultados de las pruebas biomecánicas se presentan en la Tabla 2. La carga máxima tolerada por los montajes con tornillos bloqueados fue de 1659 N y de 1905 N en los pernos. En todos los grupos, los implantes se deformaron plásticamente (deformación permanente) sin que se observaran roturas de implantes (Figura 6). Tanto en el EEI como en el cíclico de 300 N, no se observaron diferencias significativas en la rigidez calculada ($p = 0,08$).

Los valores obtenidos en las mediciones radiográficas se presentan en la Tabla 3. En los EEI de los sistemas montados con tornillos bloqueados, se constató una disminución promedio en la altura de la osteotomía de 1,07 cm a 0,45 cm, con una diferencia promedio de 0,62 cm (rango de 0,4 a 0,8). El ángulo de dicha brecha disminuyó en promedio unos 18,5° (rango de 11 a 25), lo que produjo, en consecuencia, una alteración significativa en la inclinación palmar de la carilla articular en el perfil radiográfico, que varió de 16,6° a -11,6°, con una diferencia promedio de 28,3° (rango de 22 a 39) (Figura 7A). Además, se objetivó una diferencia promedio en el ángulo hacia dorsal de la placa de 28,5° (rango de 16° a 40°). El ángulo de la superficie articular del radio en el plano coronal se modificó de 23° a 10,5°. En ninguno de los especímenes fijados con tornillos, se constató el aflojamiento en la interfase

tornillo-placa, ni hubo signos de demarcación radiológica en la relación tornillo-hueso.

En los sistemas montados con pernos, hallamos una variación promedio en la altura de la osteotomía de 0,98 cm a 0,75 cm, con una diferencia de 0,23 cm (rango de 0,1 a 0,4), con la resultante disminución en el ángulo de la brecha con un promedio de 10,8° (rango de 8° a 18°). La orientación volar de la faceta articular en el perfil varió, en promedio, de 16,8° previos a 5,5°, con una diferencia de 11,3° (rango de 7° a 15°). En lo referente al ángulo de la placa, se encontró una discrepancia promedio de 17,1° (rango de 10° a 30°) hacia dorsal (Figura 7B). Cuando se analizaron las radiografías de frente, se observó una modificación promedio de la inclinación cubital de la superficie articular de 6° (rango de 2° a 10°).

Las diferencias en el ángulo de la osteotomía, el de la carilla articular en el perfil y el ángulo de la placa entre la medición antes del estudio biomecánico y la posterior a la falla fueron estadísticamente significativas al comparar pernos y tornillos ($p = 0,03$).

Si bien todos los sistemas montados con pernos mantuvieron el bloqueo con la placa, en todos los radios, se observó un aflojamiento en la interfase perno-hueso, tanto visual como radiográficamente, y se constataron signos claros de demarcación. A su vez, se apreció un retroceso del perno con respecto a la cortical dorsal, que configuró una separación promedio de la placa en relación con el hueso de 2,6 mm (rango de 2 a 4 mm).

Tabla 2. Rigidez en las pruebas biomecánicas expresada en N/mm

Placa	Lote	Fijación	Estudio estático inicial			Estudio dinámico	Estudio estático final	
			1.º ciclo	2.º ciclo	3.º ciclo	Después de 5000 ciclos	Fallo	Carga máxima hasta la falla (N)
Universal®	1VL	Perno	1236,4	1856,2	1923,7	1916,1	1916,1	2740
		Tornillo	1404	1909,7	1963,6	1399,5	1399,5	2500
	3VL	Perno	1675,8	2502	2541,7	980,6	980,6	2280
		Tornillo	1258	1830,9	1910,9	829,9	829,9	1958
	5VL	Perno	1244,6	1034,5	1876,2	1832,7	1816,7	2023
		Tornillo	1154,3	1128,9	1973,1	1983,4	1326,2	1985
Osteona®	48	Perno	1091,1	1907,1	1979	1769,4	1769,4	1706
		Tornillo	1315,5	1560,1	1569,6	623,58	623,58	1177
	49	Perno	462,02	757,46	780,09	962,23	962,23	1325
		Tornillo	946,45	1549,2	1594,8	921,13	921,13	1178
	51	Perno	1432,4	1765,2	1952,1	1035,7	1584,3	1356
		Tornillo	1263,6	1954,3	1869,2	987,2	1396,2	1156

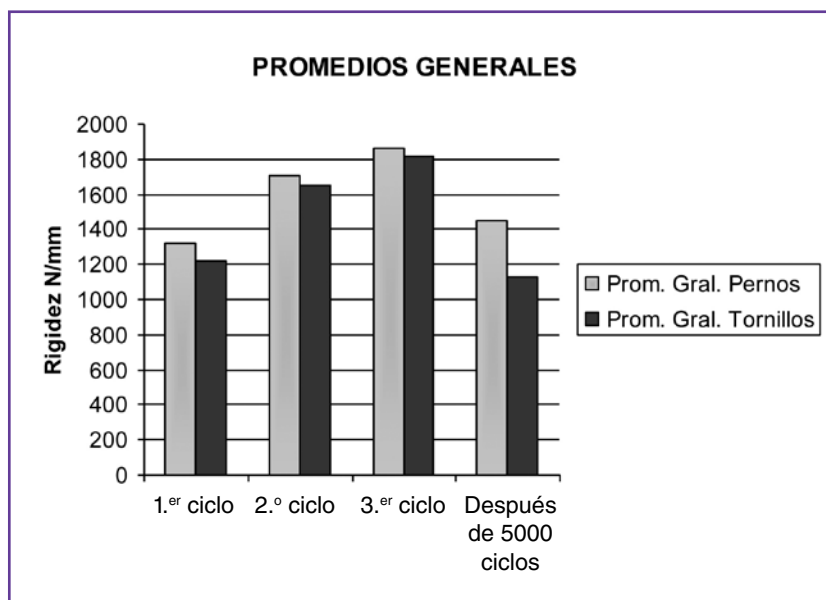
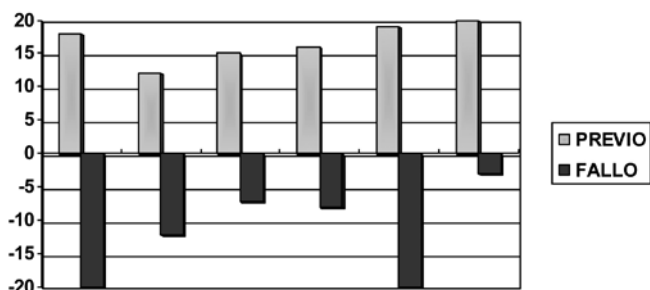


Figura 6. Rigidez promedio en las pruebas inicial estática y dinámica.

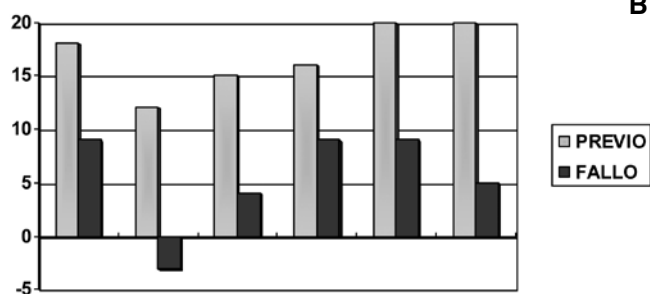
Tabla 3. Resultados de las mediciones radiográficas

Mediciones	Lote	1VL		3VL		5VL		51		49		48	
		tor-nillo	per-no	tor-nillo	per-no	tor-nillo	per-no	tor-nillo	per-no	tor-nillo	per-no	tor-nillo	per-no
Antes de la prueba de compresión axial	Ángulo osteotomía (°)	30	31	21	30	21	20	25	28	35	45	27	25
	Ángulo carilla articular RxP (°)	18	18	12	12	15	15	16	16	19	20	20	20
	Ángulo carilla articular RxF (°)	28	28	20	20	19	19	23	23	28	28	20	20
	Brecha osteotomía (cm)	1,1	0,9	0,9	1,1	1	0,9	1,2	1,1	1	0,9	1,2	1
Luego de 3 ciclos de 300 N	Ángulo placa (°)	30	30	30	30	30	30	20	20	20	20	20	20
	Ángulo osteotomía (°)	31	30	21	30	18	18	22	24	40	50	22	23
	Ángulo carilla articular RxP (°)	9	11	10	8	13	12	11	14	10	20	16	11
	Ángulo carilla articular RxF (°)	28	28	17	17	17	15	19	20	18	18	15	19
Luego de la carga máxima de 2 mm/seg hasta el fallo	Brecha osteotomía (cm)	1	0,8	0,8	1	0,9	0,8	1	1	1	0,8	1	0,9
	Ángulo placa (°)	29	29	30	30	30	30	14	18	10	20	20	18
	Ángulo osteotomía (°)	9	20	0	20	4	11	9	19	10	27	16	30
	Ángulo carilla articular RxP (°)	-20	9	-12	-3	-7	4	-8	9	-20	9	-3	5
	Ángulo carilla articular RxF (°)	10	18	9	17	10	12	10	17	12	20	12	18
	Brecha osteotomía (cm)	0,3	0,5	0,3	0,6	0,4	0,8	0,4	0,7	0,6	0,8	0,7	0,7
	Ángulo placa (°)	2	20	10	10	14	1	-17	-2	-20	-10	-10	10

Lotes 1VL, 3VL, 5VL fijados con placa Universal® (Stryker) y 51, 49, 48 con placa Osteona®. RxP = radiografía de perfil; RxF = radiografía de frente.



A



B

A la izquierda de la figura se representan los grados del ángulo palmar de la carilla articular en el perfil, antes de la falla y después de ella.

Figura 7. Modificación del ángulo de la carilla articular en el perfil antes del estudio biomecánico y luego de la falla. **A.** Tornillos. **B.** Pernos.

Los resultados según la manufactura del implante (Universal® y Osteona®) fueron similares. Si bien los implantes nacionales mostraron una menor rigidez y, por ende, requirieron una menor cantidad de N para alcanzar la falla, como se muestra en la Tabla 2, la tendencia fue la misma con ambas placas, es decir, tanto en los implantes importados como en los nacionales se necesitaron menos N para lograr la falla en aquellos sistemas montados con tornillos (Tabla 2). De igual manera, en ambos implantes, se determinó siempre una menor alteración de los ángulos antes mencionados en los montajes con pernos (Tabla 3).

Discusión

Desde el advenimiento del empleo de placas para tratar las fracturas de radio distal, los implantes han sido evaluados biomecánicamente en diversos aspectos. Willis y cols.²⁴ fueron los primeros en manifestar la superioridad de las placas bloqueadas sobre aquellas no bloqueadas colocadas del lado volar. De esta forma, se elimina la interfase tornillo-placa y se logra que la estabilidad de la fractura esté sujeta a la rigidez de la construcción.^{25,26}

Ambas placas utilizadas (Universal® y Osteona®) ofrecen la opción de fijación multiaxial epifisaria con pernos lisos bloqueados de 2 mm o tornillos bloqueados de rosca total. En relación con dicha fijación, algunos autores reco-

miendan emplear pernos bloqueados para disminuir la incidencia de lesión del hueso subcondral por presentar una superficie uniforme de contacto, mientras que, por otro lado, los tornillos podrían afectar el cartílago articular en los casos de colapso radial.¹⁴

En un estudio biomecánico sobre cadáveres, Drobetz y cols.¹⁹ comprobaron la importancia del posicionamiento subcondral de la fijación distal (<4 mm) para optimizar la rigidez y reducir el acortamiento radial. A su vez, es importante remarcar que, si bien los pernos bloqueados subcondrales funcionan como soporte interno y dan sostén por encaje, no proveen compresión interfragmentaria y la consolidación queda confiada en la alta capacidad de curación de la metáfisis radial.^{12,13}

Aunque el empleo de los pernos en placas volares ha adquirido popularidad, se conoce poco sobre su conducta biomecánica. Koh y cols. realizaron un estudio cadavérico que comparó el comportamiento a la fatiga de 10 placas para la fijación de fracturas de radio distal, con una sola bloqueada con pernos distales, y no hallaron diferencias significativas.²²

En un estudio más reciente, Martineau y cols.¹⁶ evaluaron biomecánicamente el rendimiento de placas de bloqueo angular con tornillos y pernos bloqueados en fracturas intrarticulares reproducidas en hueso de plástico bajo compresión axial. Se confeccionaron diversas configuraciones para la fijación distal y se demostró que los tornillos bloqueados resultaban superiores a los pernos, particularmente en la estabilización subcondral de la fosa semilunar. Una limitación de dicho trabajo es que la evaluación se llevó a cabo usando hueso plástico, sólo ante fuerzas de compresión axial y, además, que la fijación fue epifisaria bicortical.

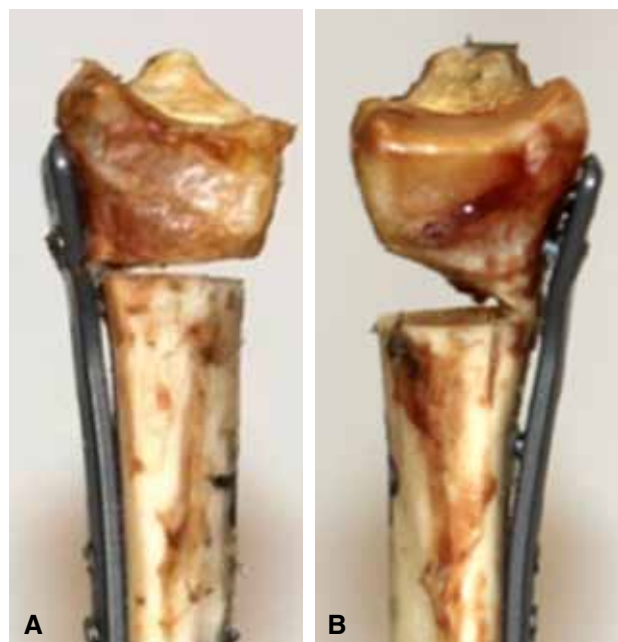
Mehling y cols.²⁷ realizaron un trabajo biomecánico también en ocho pares de modelos cadavéricos con características similares a las de nuestro estudio, pero añadiendo una fuerza torsional a la carga. Observaron una menor rigidez de los sistemas montados con pernos respecto de aquellos fijados con tornillos. Sin embargo, encontraron distintas causas de falla con ambos sistemas. La mayoría de los pernos fallaron por un desacople en el sistema de bloqueo con la placa (5 de 8), otros dos casos fallaron por un aflojamiento en la interfase perno-hueso (2 de 8) y uno falló por fractura del fragmento proximal (1 de 8). En los sistemas fijados con tornillos, tuvieron una falla del sistema de bloqueo y una por aflojamiento del tornillo, mientras que los seis restantes fallaron por fractura del fragmento proximal. Una de las fortalezas de nuestro trabajo es que, a diferencia del estudio de Mehling y cols., todos los sistemas con pernos se comportaron de la misma manera frente a la falla, de la misma forma lo hicieron los sistemas con tornillos, lo que nos permitió observar un patrón de falla específico para cada sistema. Además, observamos una mayor rigidez significativa en los sistemas fijados con pernos. No obstante, es difícil comparar ambos estudios, debido a que Mehling y cols. utilizaron radios cadavéricos correspondientes a individuos de entre

50 y 94 años (promedio 75.6 años), mientras que nosotros evaluamos la carga en radios de individuos sin osteoporosis y una edad promedio de 40.6 años (rango de 26 a 50 años). Otro aspecto que dificulta más aún la comparación es que, en aquel estudio, los radios fueron sometidos a una carga axial más torsional, en tanto que nosotros solo lo hicimos bajo carga axial.

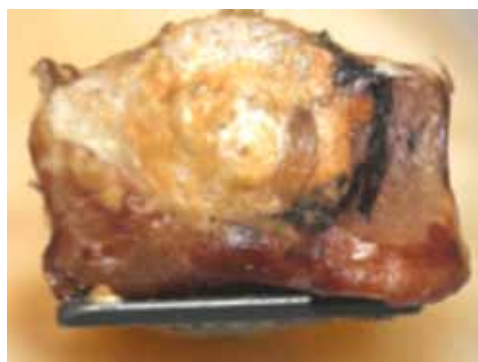
En nuestra experiencia, hallamos un mayor colapso en la altura de la brecha en el sistema cuya fijación distal estaba dada por tornillos. Esto trae aparejada una disminución en el ángulo de la osteotomía con la consecuente inclinación dorsal en la orientación de la superficie articular (Figura 7). En los sistemas montados con pernos sucedió algo similar, pero ocurrió en menor medida que con los tornillos, hubo una diferencia significativa ($p = 0,03$) en el ángulo de la superficie articular ($28,3^\circ$ en los tornillos y $11,3^\circ$ en los pernos) con respecto a los ángulos previos a las pruebas (Figura 8). A su vez, los sistemas fijados con pernos requirieron un mayor valor de carga para llegar a la falla (1905 N). Esto indicaría que la carga dejaría de transmitirse por la placa fijada distalmente con pernos, debido al alejamiento del implante del hueso en todos los casos (2,6 mm promedio), llevando al aislamiento del sistema, lo cual también se constata debido a la menor deformidad de las placas fijadas con pernos. Se describe un deslizamiento epifisario por sobre los pernos que posibilita, a su vez, una nueva transmisión de la fuerza desde el fragmento distal hasta el proximal directamente. Los tornillos bloqueados, en cambio, se comportaron en forma distinta. En este caso, la fijación mecánica entre el

hueso y los tornillos, producto de sus espiras, mantuvo la placa adherida al hueso (Figura 9), lo que favoreció que la transmisión de la fuerza se mantenga siempre a través de la placa y así le provoque una mayor deformación. Esta deformación estaría asociada al mayor desplazamiento y ángulo dorsal del fragmento distal observado. Además, si bien las placas nacionales fallaron ante una fuerza menor, ambos implantes (Universal® y Osteona®) mostraron el mismo comportamiento, lo que evidencia una mayor deformidad con una mayor pérdida de la inclinación palmar en aquellas placas fijadas con tornillos, independientemente de su fabricación.

Los puntos salientes de nuestro estudio son el empleo de hueso cadavérico y la supresión del sesgo al controlar, en forma aleatoria, con el radio contralateral, pero tiene un número inherentes de limitaciones. En primera instancia, el número de la muestra fue acotado debido a la



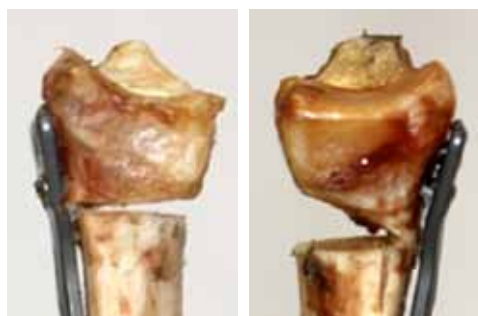
▲ **Figura 8.** Radios ya sometidos a prueba: nótese la diferencia en la altura de la osteotomía que lleva a la desviación dorsal articular en el radio fijado con tornillos (izquierda) y montado con pernos (derecha).



A



B



C

D

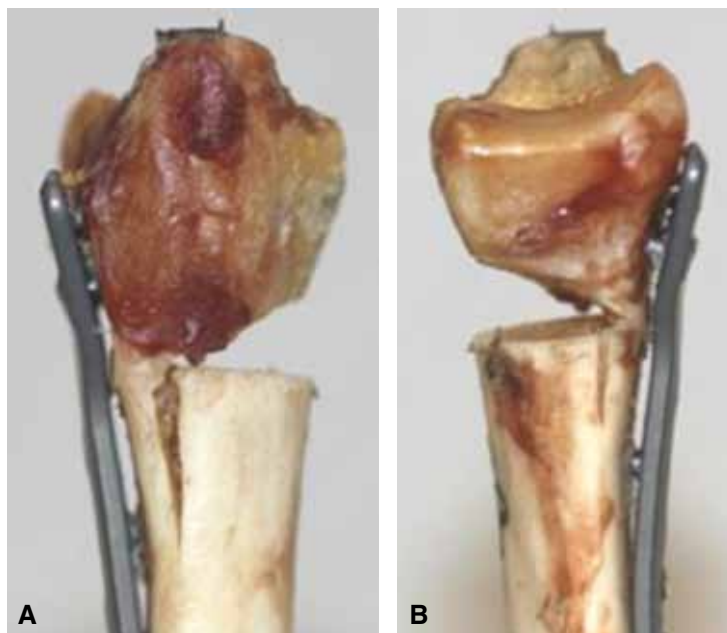
▲ **Figura 9.** Radios ya sometidos a prueba. En los radios fijados con tornillos (A y C), la placa continúa adherida al hueso, mientras que, en aquellos fijados con pernos (B y D), la placa se aleja unos milímetros del hueso.

disponibilidad del implante. En segundo término, se empleó solo una carga lineal axial de compresión, ya que fue considerada como la mejor opción para evaluar la falla en este tipo de fracturas de radio distal. La carga torsional y el cizallamiento no fueron evaluados, pero tendrían una participación más compleja in vivo. Es importante remarcar la imposibilidad de extrapolar los resultados obtenidos a fracturas intrarticulares.

Observamos entonces una transmisión de cargas en dos tiempos en los modelos fijados con pernos. Un primer tiempo en el cual la fuerza se transmite de la epífisis a la diáfisis a través del material de osteosíntesis (hueso-placa-hueso), puenteando la fractura y deformando el implante, como ocurre en las placas con tornillos. En un segundo tiempo, la separación de la placa del hueso debido al deslizamiento de los pernos posibilita que la fuerza se transmita directamente del fragmento distal al proximal (hueso-hueso) que produce, en todos los casos, la fractura incompleta y longitudinal de la cortical volar (Figura 10).

Conclusiones

Se podría decir que el perno tendría un comportamiento menos perjudicial que el tornillo en la orientación palmar de la superficie articular cuando falla el sistema en el que está montado. Queda como interrogante si una mayor desviación dorsal de la superficie articular que ocurre en los



▲ **Figura 10.** Radios ya sometidos a prueba. Obsérvese la fractura incompleta longitudinal, tanto lateral (A) como medial (B) que despega la cortical palmar y produce acortamiento.

sistemas fijados con tornillos tiene una mayor morbilidad que una fractura incompleta longitudinal de la cortical volar que sucede en los sistemas montados con pernos.

Bibliografía

1. Ark J, Jupiter JB. The rationale for precise management of distal radius fractures. *Orthop Clin North Am* 1993;24:205-10.
2. O'Neil TW, Cooper C, Finn JD, Lunt M, Purdie D, Reid DM, Rowe R, Woolf AD, Wallace WA; UK Colle's Fracture Study Group. Incidence of distal forearm fracture in British men and women. *Osteoporos Int* 2001;12:555-8.
3. Simic PM, Weiland AJ. Fractures of the distal aspect of the radius: changes in treatment over the past two decades. *Instr Course Lect* 2003;52:185-95.
4. Jupiter JB. Fractures of the distal end of the radius. *J Bone Joint Surg Am* 1991;73:461-9.
5. Fernandez DL. Fractures of the distal radius: operative treatment. *Instr Course Lect* 1993;42:73-88.
6. Jenkins NH, Mintowt-Czyz WJ. Mal union and dysfunction in Colles fracture. *J Hand Surg Br* 1988;13:291-3.
7. Ring D, Jupiter JB, Brennwald J, Buchler U, Hastings H. Prospective multicenter trial of a plate for dorsal fixation of distal radius fractures. *J Hand Surg* 1997;22:777-84.
8. Ring D, Jupiter JB. Treatment of osteoporotic distal radius fractures. *Osteoporos Int* 2005;16:80-4.
9. Jenkins NH. Fractures of the distal end of the radius. *J Bone Joint Surg Am* 1991;73:461-9.
10. Wright TW, Horodyski M, Smith DW. Functional outcome of unstable distal radius fractures: ORIF with a volar fixed angle tine plate versus external fixation. *J Hand Surg Am* 2005;30:289-99.
11. Kandemir U, Matiyahu A, Desai R, Puttliz C. Does volar locking plate provide equivalent stability as a dorsal nonlocking plate in a dorsally comminuted distal radius fracture? A biomechanical study. *J Orthop Trauma* 2008;22:605-10.
12. Nana AD, Joshi A, Litchman DM. Plating of the distal radius. *J Am Acad Orthop Surg* 2005;13:159-71.
13. Orbay JL, Fernandez DL. Volar fixed-angle plate fixation for unstable distal radius fractures in the elderly patient. *J Hand Surg Am* 2004;29:96-102.
14. Osada D, Kamei S, Masuzaki K, Takai M, Kameda M, Tamai K. Prospective study of distal fractures treated with a volar locking plate system. *J Hand Surg Am* 2008;33:691-700.

15. Azzopardi T, Ehrendorfer S, Coulton T, Abela M. Unstable extraarticular fractures of the distal radius: a prospective, randomised study of immobilisation in a cast versus supplementary percutaneous pinning. *J Bone Joint Surg Br* 2005;85:837-40.
16. Martineau PA, Waitayawinyu T, Malone KJ, Hanel DP, Trumble TE. Volar plating of AO C3 distal radius fractures: biomechanical evaluation of locking screw and locking smooth peg configurations. *J Hand Surg Am* 2008;33:827-34.
17. Boretto JG, Pacher N, Giunta D, Gallucci GL, Alfie V, De Carli P. Comparative clinical study of locking screws versus smooth locking pegs in volar plating of distal radius fractures. *J Hand Surg Eur* 2014;39:775-60.
18. Weninger P, DallAra E, Leixnering M, Pezzeti C, Hertz H, Drobetz H, et al. Volar fixed-angle plating of extraarticular distal radius fractures. A biomechanical analysis comparing threaded screw and smooth pegs. *J Orthop Trauma* 2010;69:46-55.
19. Leib ES, Lewiecki EM, Binkley N, Hamdy RC. Official Positions of the International Society for Clinical Densitometry. *J Clin Densitom* 2004;7:1-5.
20. Drobetz H, Bryant A, Pokorny T, Spitaler R, Leixnering M, Jupiter J. Volar fixed angle plating of distal radius extension fractures: Influence of plate position on secondary loss of reduction—a biomechanic study in cadaveric model. *J Hand Surg Am* 2006;31:615-22.
21. Wolfe SW, Lorenze MD, Austin G, Swigart CR, Panjabi MM. Load displacement behavior in a distal fracture model. The effect of simulated healing on motion. *J Bone Joint Surg Am* 1999;81:53-9.
22. Putnam MD, Meyer NJ, Nelson EW, Gesensway D, Lewis JL. Distal radial metaphyseal forces in an extrinsic grip model: implications for postfracture rehabilitation. *J Hand Surg Am* 2000;25:469-75.
23. Koh S, Morris RP, Patterson RM, Kearney JP, Buford WL, Viegas SF. Volar fixation for dorsally angulated extraarticular fractures of the distal radius: a biomechanical study. *J Hand Surg Am* 2006;31:771-9.
24. Rockwood C, Green D. *Fracturas del adulto*, Madrid: Ed Marbán; 2003.
25. Willis AA, Kutsumi K, Zobbitz ME, Cooney WP. Internal fixation of dorsally displaced fractures of the distal part of the radius. A biomechanical analysis of volar plate stability. *J Bone Joint Surg Am* 2006;88:2411-7.
26. Angulen J, Kyle RF, Marsh JL, Virkus WW, Waters WC, Warren M, et al. Locking plates for extremity fractures. *J Am Acad Orthop Surg* 2009;17:465-72.
27. Mehling I, Klitscher D, Mehling AP, Nowak TE, Sternstein W, Rommens PM, et al. Volar fixed-angle plating of distal radius fractures: screws versus pegs—a biomechanical study in a cadaveric model. *J Orthop Trauma* 2012;26:395-401.