

# Estudio comparativo biomecánico experimental de placas de compresión bloqueadas en fracturas diafisarias

ALFONSO LUGONES, CARLOS E. CATA y CHRISTIAN ALLENDE

*Servicio de Ortopedia y Traumatología  
Santatorio Allende*

*Los autores de este trabajo no tienen ninguna relación ni interés comercial que los vincule con los fabricantes y comerciantes de estos implantes. Este trabajo fue realizado con una beca de investigación de la AAOT. Las pruebas de biomecánica fueron realizadas en el Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI)*

## RESUMEN

**Objetivos:** Evaluar biomecánicamente los implantes bloqueados de compresión en fracturas diafisarias de los huesos largos, mediante diferentes tornillos y distintas combinaciones y distribuciones.

**Materiales y métodos:** Se utilizaron 65 tibias cadavéricas de ternero, divididas en 13 grupos de cinco huesos cada uno; se evaluaron diferentes construcciones con placas bloqueadas de compresión de 10 orificios. En seis grupos se trabajó sobre hueso normal; en tres grupos sólo se utilizaron tornillos bloqueados, en diferente ubicación y cantidad; en dos grupos se usaron tornillos convencionales de compresión, en diferente orientación y, por último, en un grupo se combinaron ambas técnicas, compresiva y bloqueada (híbrida). En seis grupos se simuló hueso osteoporótico. En un grupo, se utilizaron tornillos con mayor alma y menor rosca. Se evaluaron la estabilidad, la rigidez y la resistencia contra una fuerza de flexión, progresiva y continua (DecaNewton) midiendo la elasticidad (mm) de cada muestra hasta el momento de la falla.

**Resultados:** Sobre hueso normal el grupo con mayor elasticidad fue el de implantes con tornillos bloqueados con tres tornillos (19,3 mm). El grupo con mayor resistencia a la carga de flexión fue el de placas compresivas con sus tornillos colocados en forma divergente (788 Kn). En los huesos simulando osteoporosis no se encontró diferencia entre los grupos.

**Conclusiones:** La orientación de los tornillos en forma divergente aumenta significativamente la resistencia del implante. La omisión de dos o tres orificios a ambos lados de la fractura aumenta en forma significativa la elasticidad de la construcción cuando se utilizan placas bloqueadas.

**PALABRAS CLAVE:** Placas bloqueadas de compresión. Biomecánica. Fractura diafisaria.

COMPARATIVE EXPERIMENTAL BIOMECHANICAL STUDY OF LOCKED COMPRESSION PLATE IN DIAPHYSEAL FRACTURES

## ABSTRACT

**Background:** To evaluate the biomechanics of locked compression plates in long bone diaphyseal fractures using different screws in different combinations and distributions.

**Methods:** We used 65 cadaveric tibias of calves, divided in 13 groups of 5 bones each. We evaluated different constructs with 10-hole LCP. In 6 groups we worked on normal bone; in 3 we used only locking screws in different locations and quantity; in 2 groups only conventional compression screws were used, in different orientations, and in the last group we combined compression and locking techniques (hybrid). In another 6 groups we simulated osteoporotic bone. In one group we used screws with a big core and a small thread. We evaluated stability, rigidity and, progressive and continuous bending strength (DecaNewton) and measured the elasticity (mm) of each construction to failure.

**Results:** In normal bone, the group with the greater elasticity was the construct with 3 locked screws (19.3 mm.). The group with the greater bending strength was LCP

Recibido el 9-12-2008. Aceptado luego de la evaluación el 9-6-2009.

Correspondencia:

Dr. ALFONSO LUGONES  
alfonso\_lugones@hotmail.com

with compression screws in divergent orientations (788 kN.). In simulated osteoporotic bone, no difference was found between the groups.

**Conclusions:** Divergent orientation of the screws increases significantly the construct strength. Skipping two or three holes on both sides of the fracture increases significantly the elasticity of the construct, when locked plates are used.

**KEY WORDS: Locked compression plates. Biomechanical. Diaphyseal fractures.**

---

---

Las placas bloqueadas de compresión (*locking compression plate*, LCP) son una alternativa a las placas de compresión convencionales para la fijación de las fracturas diafisarias.<sup>8</sup> Las placas compresivas y las placas bloqueadas se basan en principios mecánicos diferentes para la fijación de las fracturas y proveen así un ambiente biológico distinto para la consolidación ósea. Las placas bloqueadas de compresión representan el último escalón en una larga secuencia de adelantos en la tecnología AO,<sup>29</sup> y junto con las placas PC-Fix, LISS y PHILOS, son parte de una nueva generación de placas que requieren el replanteo de conceptos comúnmente utilizados para la fijación interna con placas. Son sistemas complejos que exigen un profundo conocimiento de los principios biomecánicos, una minuciosa planificación preoperatoria y una técnica quirúrgica precisa para evitar fallas o complicaciones.<sup>39</sup>

Los avances en el conocimiento de la biología en la consolidación de las fracturas han permitido evolucionar en su tratamiento.<sup>29</sup> La consolidación primaria de las fracturas, mecanismo por el cual se unen las fracturas tratadas mediante reducción abierta y fijación interna con placas convencionales, suele ser un proceso lento y para evitar un porcentaje inaceptable de refracturas el consenso es que las placas deben mantenerse en su lugar durante un año y medio a dos años.<sup>29</sup> La diferencia entre el tiempo de consolidación de las fracturas manejadas con tratamiento conservador y las tratadas mediante fijación compresiva fue el indicador de que la circunstancia podía mejorarse y llevó a la creación de la fijación interna biológica.<sup>9</sup> A eso se suman los problemas de aflojamiento de los implantes convencionales en hueso osteoporótico, que determinaron, entre otras cosas, el desarrollo de las placas bloqueadas.<sup>7,13,15,39</sup>

Las placas bloqueadas de compresión actúan como fijadores internos. Se caracterizan porque tienen la posibilidad de enroscar la cabeza de los tornillos en la placa, bloqueándolos a ella, lo que le da así un ángulo fijo y mayor rigidez angular y axial a la unidad hueso-tornillo-placa.<sup>4,5,6,7</sup> El sistema LCP, por sus orificios combinados, puede utilizarse de tres formas: usar sólo tornillos con

cabeza roscada, puenteando la zona de fractura, con lo que actúa como tutor interno (principio de fijador interno); usar sólo tornillos corticales estándares, a los que se les puede dar diferente dirección, utilizando sólo la porción dinámica compresiva del orificio combinado, comprimiendo la fractura y la placa al hueso (principio de compresión); y, por último, combinar ambas técnicas: primero comprimir y luego neutralizar con tornillos de bloqueo (principios de compresión y bloqueo).<sup>13,14</sup> El diseño de las LCP se originó en la necesidad de mejorar la fijación en las fracturas con mala calidad ósea y, en general, ha logrado que los cirujanos no consideren más la osteoporosis como una limitación para el tratamiento quirúrgico.<sup>1,7,10,15,20,29</sup>

El objetivo de este trabajo es evaluar y comparar la función de la osteosíntesis en las fracturas diafisarias de los huesos largos con el uso de placas bloqueadas de compresión, utilizando diferentes tornillos, combinación y distribución, para determinar sus propiedades biomecánicas y poder extrapolar su aplicación a la estabilización de las fracturas diafisarias de los miembros, así como las complicaciones de dichas fracturas (p. ej., pseudoartrosis, mala consolidación), y a pacientes con osteopenia u osteoporosis.

Las hipótesis previas que se manejan en este estudio fueron: a) los tornillos bloqueados dan mayor estabilidad y resistencia al arranque que los tornillos corticales colocados en compresión (y dentro de estos últimos, los colocados divergentes entre sí tienen mayor resistencia al arranque); b) la combinación de tornillos corticales compresivos y tornillos bloqueados incrementa la estabilidad y la resistencia al arranque del implante; c) la utilización de tornillos salteados (dejando orificios libres entre tornillo y tornillo) confiere mayor estabilidad a la construcción; d) la omisión de un tornillo a cada lado de la fractura aumentando el largo de trabajo de la placa aumenta la elasticidad del sistema; e) el uso de tornillos tipo AO, con mayor alma y menor rosca, aumenta la resistencia de la muestra, y la de su arranque del hueso, respecto de los tornillos de industria nacional, con menor alma y mayor rosca.

## Materiales y métodos

Se utilizaron 65 tibias cadavéricas de ganado vacuno para evaluar diferentes construcciones con placas bloqueadas de compresión de 10 orificios de industria nacional (Implant). Se colocaron tornillos bloqueados o corticales convencionales de diferentes maneras, siempre tomando ambas corticales, para evaluar y comparar los resultados biomecánicos ante fuerzas de flexión progresivas y continuas.

Los huesos pertenecían a terneros, con cartílago de crecimiento abierto. Se limpiaron en forma prolija las partes

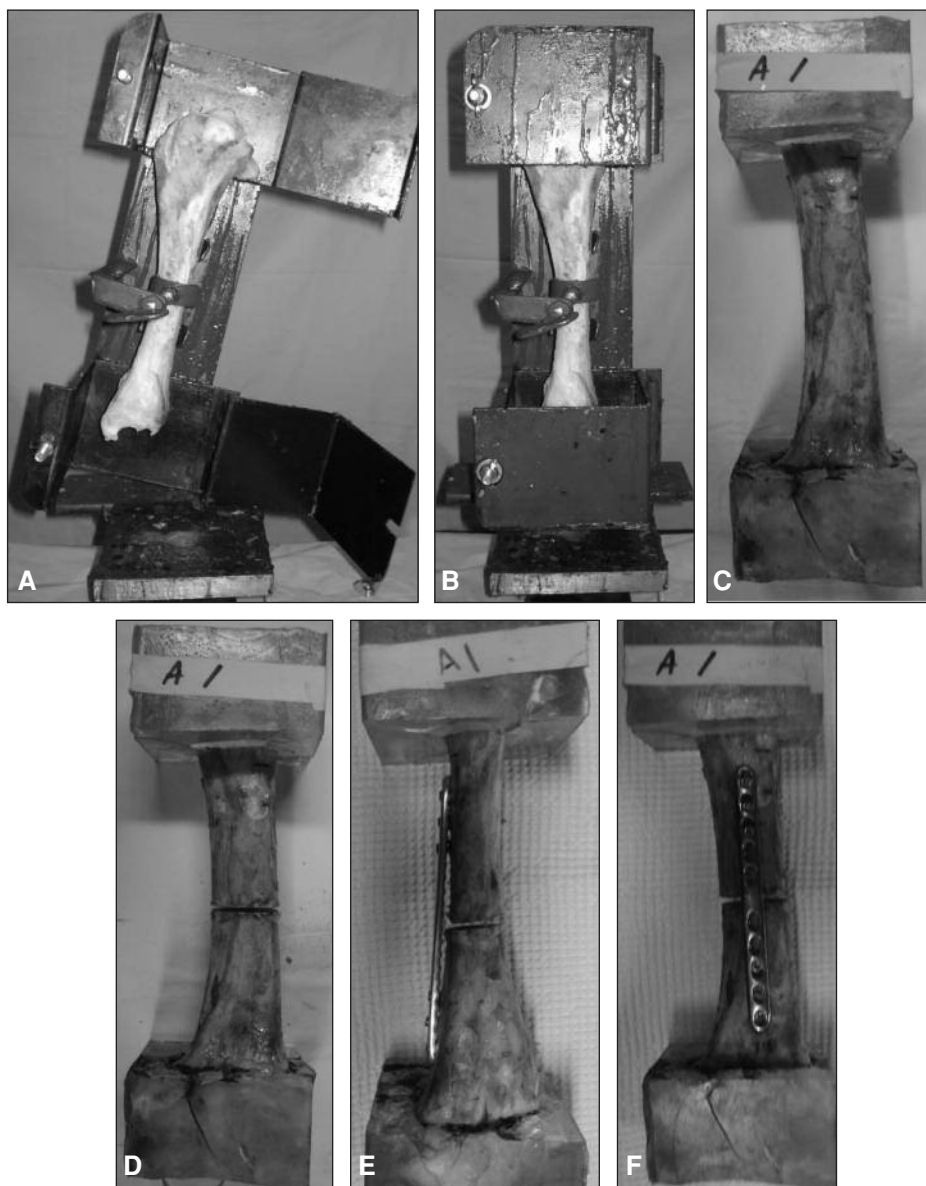
blandas de las tibias cadavéricas y se colocaron en un dispositivo preparado para la ocasión; los dos extremos se fijaron a tacos de resina. Se sometió a las construcciones a una osteotomía, realizada con sierra oscilante en el medio del montaje, simulando una fractura mediodiafisaria (Fig. 1).

La osteosíntesis de las muestras se realizó en todos los casos con una placa bloqueada de compresión (LCP) de 10 orificios de acero inoxidable, según norma ASTM F-138, de industria nacional. Las medidas de las placas LCP son; 179,5 mm de largo, 15 mm de ancho y 4,7 mm de espesor. Las construcciones se dividieron en 13 grupos de cinco huesos cada uno; en seis grupos se trabajó sobre

hueso normal, y en los seis grupos restantes, en hueso simulando osteoporosis. En hueso normal, se utilizó una mecha de 3,25 mm para tornillos corticales de 4,5 mm y una de 4 mm para tornillos bloqueados de 5 mm. Se simuló el hueso osteoporótico trabajando con una mecha 0,3 mm menor que el diámetro del tornillo por utilizar, como propusieron Gardner y cols. Para los tornillos bloqueados de 5 mm se usó una mecha de 4,7 mm y para los corticales de 4,5 mm, una de 4,2 mm.<sup>10,21,35</sup>

Los grupos se dividieron de la siguiente manera;

Grupo I: placa bloqueada de compresión puentando la brecha fracturaria, con tres tornillos bloqueados bicorticales a ambos lados de la fractura. Se dejó una brecha de



**Figura 1.** Secuencia de pasos en la preparación de una muestra. **A y B.** Dispositivo para realizar la muestra. **C.** Tibia de vaca con tacos de resinas en ambos extremos. **D.** Osteotomía en el medio del hueso, simulando una fractura mediodiafisaria.

**E y F.** Osteosíntesis de la muestra, en este caso, placa bloqueada con tres tornillos a ambos lados de la fractura, con un gap de 5 mm.

5 mm<sup>3,10,19</sup> y una distancia entre la placa y el hueso que osciló entre 2 y 4 mm. Esta distancia se logró mediante la colocación de clavijas que separaban la placa del hueso, mientras se bloqueaban los tornillos a la placa (Fig. 2A).

Grupo II: placa bloqueada de compresión, colocada con una combinación de tornillos (híbrida); primero se colocó un tornillo en compresión a cada lado de la fractura, saltando un orificio desde la fractura, y una vez obtenida la compresión, se la neutralizó mediante la colocación de tornillos bloqueados, dos a cada lado, en los orificios distales al tornillo de compresión convencional (Fig. 2B).

Grupo III: placa LCP, colocada en compresión, en la que se utilizaron sólo tornillos convencionales, tres a cada lado de la fractura, colocados en forma divergente en dos sentidos: superoinferior y lateromedial (Fig. 2F).

Grupo IV: placa LCP bloqueada, con dos tornillos bloqueados bicorticales a ambos lados de la fractura, colocando un tornillo lo más cercano a la brecha de la fractura y el restante lo más distal a la fractura. Esto disminuye el largo de trabajo de la placa e incrementa el estrés sobre ella a nivel de la brecha fracturaria. En este grupo se usa-

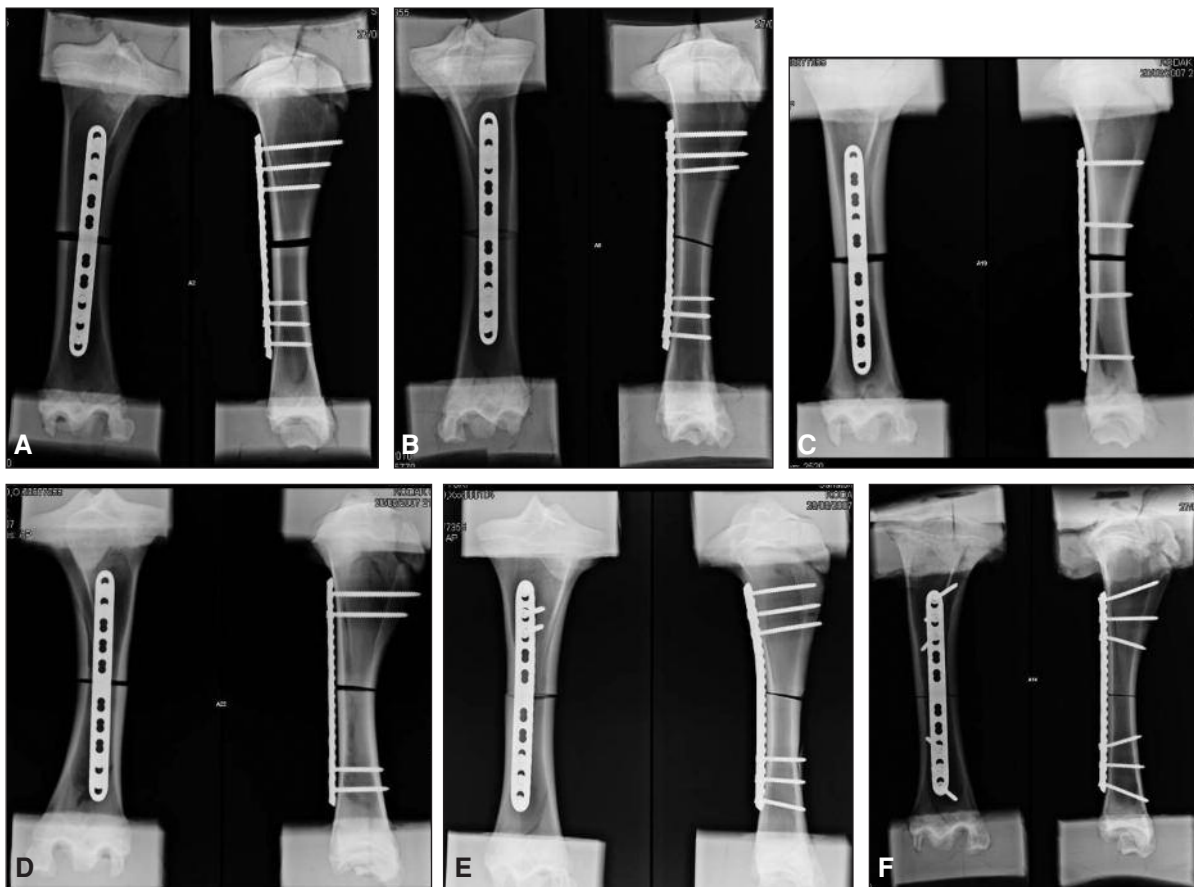
ron clavijas para distanciar la placa del hueso y se dejó una brecha de 5 mm (Fig. 2C).

Grupo V: placa LCP bloqueada, con dos tornillos bloqueados bicorticales a proximal y dos a distal, lo más lejanos a la brecha de la fractura, incrementando el área puenteada por la placa y, por ende, su largo de trabajo. Al igual que en los grupos I y IV se separó la placa del hueso con *pins*. En este grupo, como en el anterior, se dejó una brecha de fractura de 5 mm (Fig. 2D).

Grupo VI: placa LCP colocada en compresión, con tres tornillos bicorticales que comprimen el sitio de fractura a proximal y tres tornillos bicorticales en compresión a distal. Todos fueron colocados en forma paralela al trazo de la osteotomía. En este grupo, en algunos casos, como lo muestra la radiografía, se tuvo que moldear la placa al hueso para lograr una correcta compresión de la brecha fracturaria (Fig. 2E).

Se realizaron seis grupos más, en los que se simuló hueso osteoporótico, con las mismas construcciones que se utilizaron para trabajar sobre hueso normal ya descritas.

Se trabajó con material de osteosíntesis de industria nacional (Implant). En este sistema, el tornillo presenta



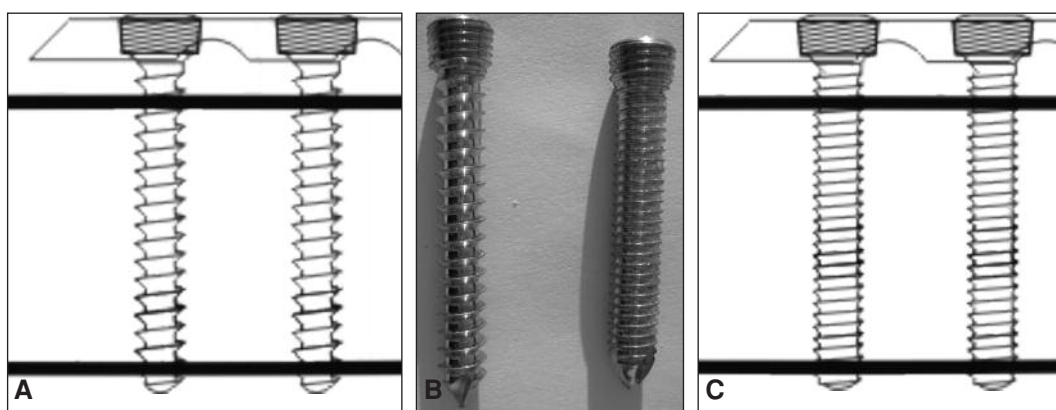
**Figura 2.** A. LCP bloqueada con seis corticales a ambos lados. B. LCP híbrida. C. LCP bloqueada con corto trabajo de placa. D. LCP bloqueada con largo trabajo de placa. E. LCP compresiva con tornillos paralelos. F. LCP compresiva con tornillos divergentes.

menor alma y mayor rosca, a diferencia del tornillo de bloqueo importado, tipo AO, que tiene mayor alma y menor rosca. Se decidió realizar un grupo de cinco huesos, en los que se usaron tornillos de bloqueo tipo AO, con la misma construcción del grupo I, con seis corticales a ambos lados de la fractura, con la cual se lo comparó (Fig. 3).

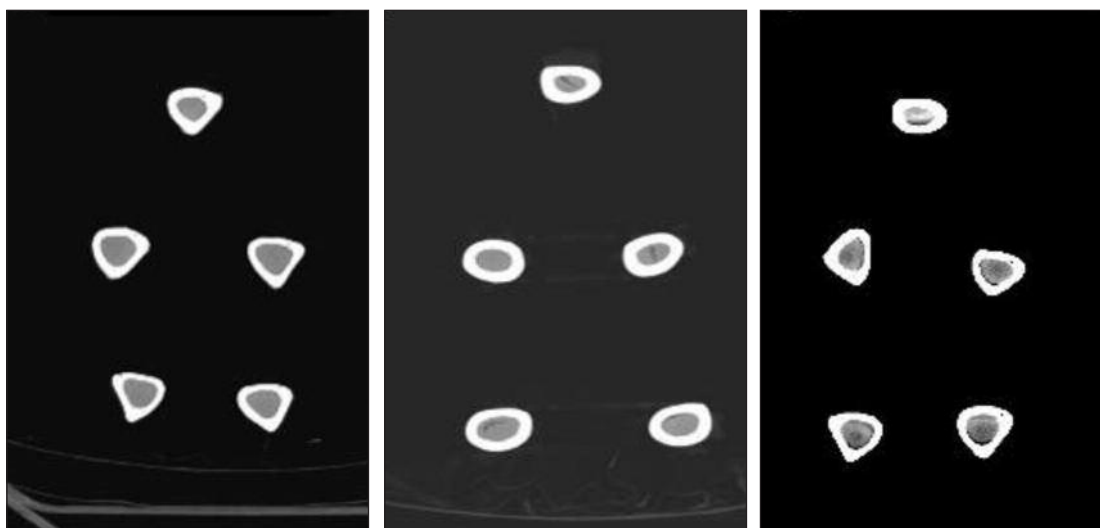
Antes de comenzar con el proceso de investigación, todos los huesos se pesaron y promediaron 780 g (rango 700 a 850). Los huesos fueron medidos desde las espinas tibiales hasta el pilón tibial, con una media de 32,3 cm (rango 31,4 a 33,2). Una vez realizada la construcción, con los tacos de resina en los extremos, la medida promedio entre ambos márgenes internos de los tacos de resina fue de 22 cm (rango 21,1 a 22,8), por lo que la osteotomía se realizó entre los 10, 5 y 11 cm, según la medida de cada hueso. La tomografía computarizada efectuada antes del ensayo mostró que las tibias no tenían

patologías previas (Fig. 4). La densitometría ósea, realizada a la mitad de los huesos, en forma aleatoria, arrojó un resultado en la densidad mineral ósea que promedió 1,616, con un valor de T (*peak bone mass*) promedio porcentual de 174,6%, superior a la media normal del pico de osificación de un ser humano.

Se evaluaron la estabilidad, la rigidez y la resistencia de las muestras contra una fuerza de flexión hasta su falla en una máquina universal de ensayo (Instron 4486), en el laboratorio de ensayos del Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI). Esta mide en decanewton la fuerza que oprime y en milímetros, el desplazamiento de las muestras. La masa que cargaba sobre la muestra lo hacía en contra de la cara de tensión del hueso. Esta cargaba sobre el hueso, con dos superficies romas a una distancia media, entre la osteotomía y el borde interno de cada taco. La carga de la fuerza aumentaba en forma progresiva (Fig. 5).



**Figura 3.** A. Esquema de tornillo de bloqueo de industria nacional. Mayor rosca y menor alma. B. Comparación de ambos tipos de tornillo de bloqueo. C. Esquema de tornillo de bloqueo tipo AO. Mayor alma y menor rosca.



**Figura 4.** Cortes tomográficos de quince huesos de ternera de la muestra, en los que no se observa patología previa.

Todas las muestras fueron analizadas hasta el momento de su falla, marcando la fuerza que resistieron y el desplazamiento sufrido. Se evaluó el lugar de la falla, ya sea en la placa, el tornillo o el hueso. Se sacaron radiografías luego del ensayo para valorar con mayor exactitud el lugar de la falla.

### Análisis estadístico

El análisis estadístico se realizó con el programa Instat. Todas las variables estudiadas tuvieron distribución normal. Para la comparación entre más de dos grupos se utilizó un ANOVA de una vía. Como posprueba se utilizó la prueba de Tukey. Cuando las varianzas no fueron homogéneas se transformaron los datos a log o se utilizó la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis. Para la comparación entre dos grupos se empleó la prueba de la *t* de Student para grupos independientes. Las variables se expresaron como la media  $\pm$  1 desviación estándar. Se consideró significativa una  $p < 0,05$ .

### Resultados

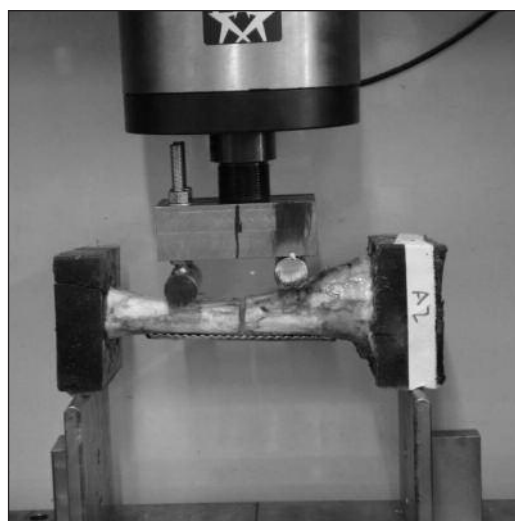
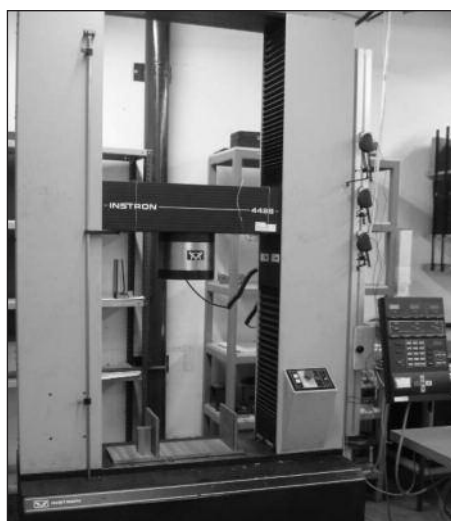
Se analizaron por separado los huesos normales y los huesos en que se simuló osteoporosis y, a su vez, se compararon por separado los desplazamientos y la fuerza a la cual falló el implante. Los valores medios  $\pm$  la desviación estándar de cada grupo con respecto a la carga recibida en huesos normales se muestran en la tabla 1.

Se compararon los grupos en forma global realizando un ANOVA de una vía, el cual fue estadísticamente significativo ( $p < 0,0007$ ). En estos seis grupos en que se comparó la fuerza, medida en decanewton, en el momen-

**Tabla 1.**

1	Bloqueado con tres tornillos	655 $\pm$ 103
2	Híbrido	655 $\pm$ 234
3	Compresivo divergente	788 $\pm$ 148
4	Bloqueo con corto trabajo	408 $\pm$ 93
5	Bloqueo con largo trabajo	594 $\pm$ 176
6	Compresivo paralelo	333 $\pm$ 79

to de la falla, el grupo que tuvo mayor resistencia a la flexión fue el de las placas LCP compresivas divergentes (grupo 3) (788  $\pm$  148). Se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre el grupo de placas bloqueadas con tres tornillos (grupo 1) y el grupo compresivo paralelo (grupo 6) ( $p < 0,05$ ). El grupo de placas bloqueadas con tres tornillos y el grupo de construcciones híbridas presentaron el mismo valor medio de resistencia a la fuerza de flexión; sólo variaban en la dispersión de la muestra (655  $\pm$  103, para el grupo 1 y 655  $\pm$  234, para el grupo 2). Se observó una diferencia significativa entre el grupo de los sistemas híbridos (grupo 2) y el grupo de sistemas de compresivas paralelos (grupo 6) ( $p < 0,05$ ). El grupo de las construcciones de placas compresivas divergentes (grupo 3) presentó una diferencia estadísticamente significativa tanto con el grupo de las placas bloqueadas con corto trabajo de placa (grupo 4) ( $p < 0,01$ ), como con el grupo de las muestras con placas compresivas paralelas (grupo 6) ( $p < 0,001$ ). No se encontraron diferencias significativas entre las placas bloqueadas con tres tornillos, y las construcciones de placas bloqueadas con largo y corto trabajo de placa.



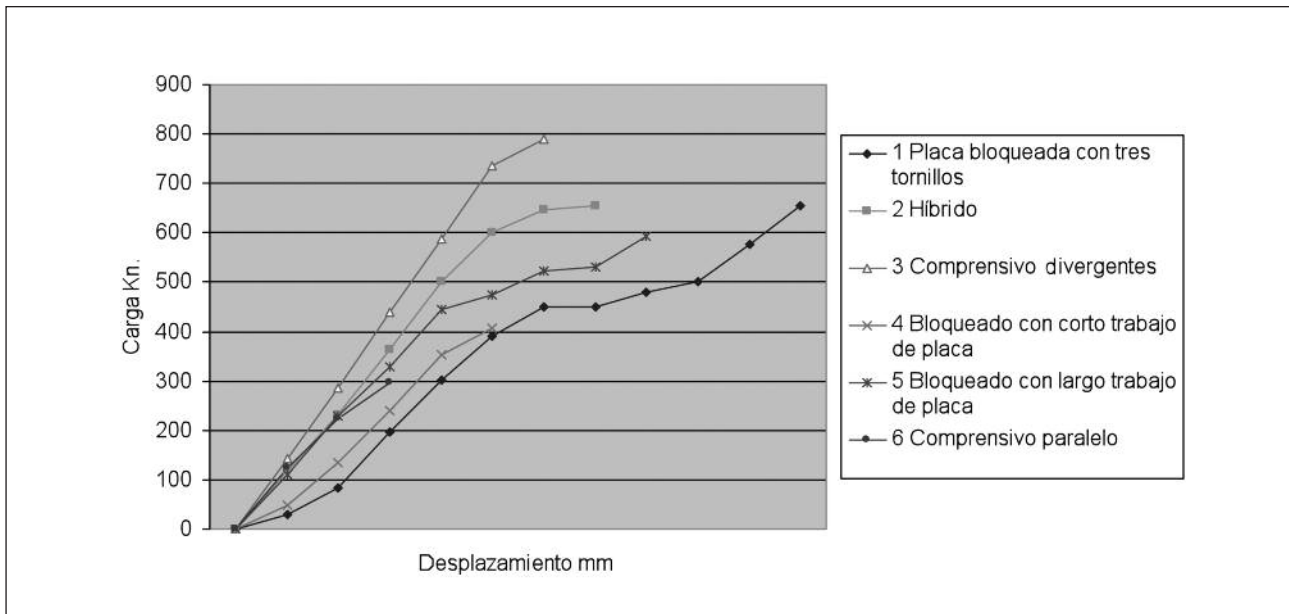
**Figura 5.** Máquina de ensayo universal Instron 4486. Masa que carga sobre la muestra, en contracara de tensión del hueso, con dos superficies romas a una distancia media entre la osteotomía y el borde interno del taco de resina.

**Tabla 2.**

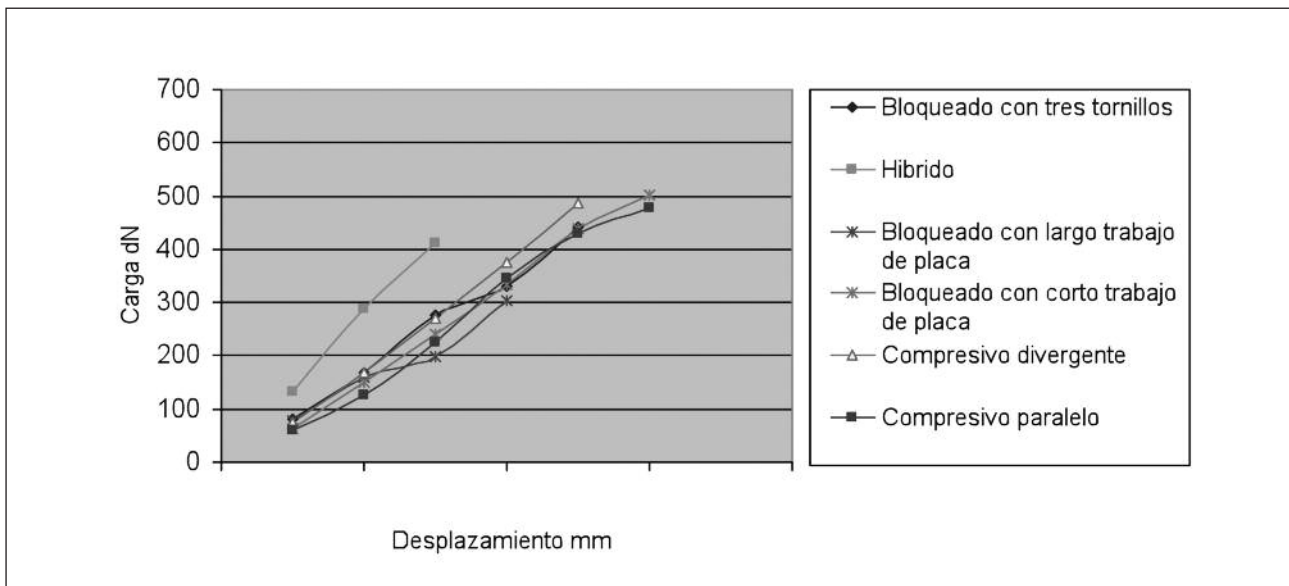
1	Bloqueado con tres tornillos	19,3 ± 5,8
2	Híbrido	14,0 ± 3,5
3	Compresivo divergente	13,9 ± 1,2
4	Bloqueado con corto trabajo	12,5 ± 1,8
5	Bloqueado con largo trabajo	15,6 ± 3,7
6	Compresivo paralelo	8,1 ± 2,4

Con respecto al desplazamiento en hueso normal, en la tabla 2 se detallan los valores medios ± la desviación estándar en cada grupo.

Se compararon los grupos en forma global realizando un ANOVA de una vía, el cual fue estadísticamente significativo ( $p < 0,0009$ ). En este grupo se observó que la construcción que tuvo mayor desplazamiento fue la de las placas bloqueadas con tres tornillos (19,3 mm) (grupo 1), mientras que la de menor desplazamiento fue la de las placas compresivas paralelas (8,1 mm) (grupo 6). No hubo diferencias significativas entre los grupos de placas



**Figura 6.** Relación carga-desplazamiento en hueso normal.



**Figura 7.** Relación carga-desplazamiento en hueso que simula osteoporosis.

bloqueadas con tres tornillos (grupo 1) con placas híbridas (grupo 2) ni entre el primer grupo y las placas bloqueadas con largo trabajo de placa (grupo 5). Se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre las placas bloqueadas con tres tornillos (grupo 1) y las placas bloqueadas con corto trabajo de placa (grupo 4) ( $p < 0,05$ ) y, a su vez, también tuvo diferencia estadísticamente significativa el grupo de placas bloqueadas con tres tornillos (grupo 1) con el grupo de placas compresivas paralelas (grupo 6) ( $p < 0,001$ ). Las construcciones de las placas bloqueadas con largo trabajo de placa (grupo 5) sólo tuvieron diferencias estadísticamente significativas con el grupo de las placas compresivas paralelas (grupo 6) ( $p < 0,05$ ). Se observan los valores medios en la tabla 2.

La relación carga-desplazamiento en estos seis grupos en que se trabajó sobre hueso normal se muestra en la figura 6.

Los huesos simulando osteoporosis se analizaron también por separado, tanto en la fuerza de flexión como en el desplazamiento de la muestra. En la tabla 3 se detallan los valores medios  $\pm$  la desviación estándar de las cargas en cada uno de ellos.

Comparando los grupos entre sí con un ANOVA de una vía no se observaron diferencias estadísticamente significativas ( $p = 0,841$ ).

Con respecto a los desplazamientos, en la tabla 4 se detallan los valores medios correspondientes a cada grupo.

Igual que en el caso de las cargas, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos ( $p = 0,1634$ ).

La relación carga-desplazamiento en los grupos en que se trabajó sobre hueso simulando osteoporosis se observa en la figura 7.

Cuando se comparó el grupo en el que utilizaron tornillos de bloqueo tipo AO, en que se comparó sólo con su similar construcción de seis corticales a ambos lados de la fractura (grupo especial frente a grupo 1), se obtuvo

**Tabla 3.**

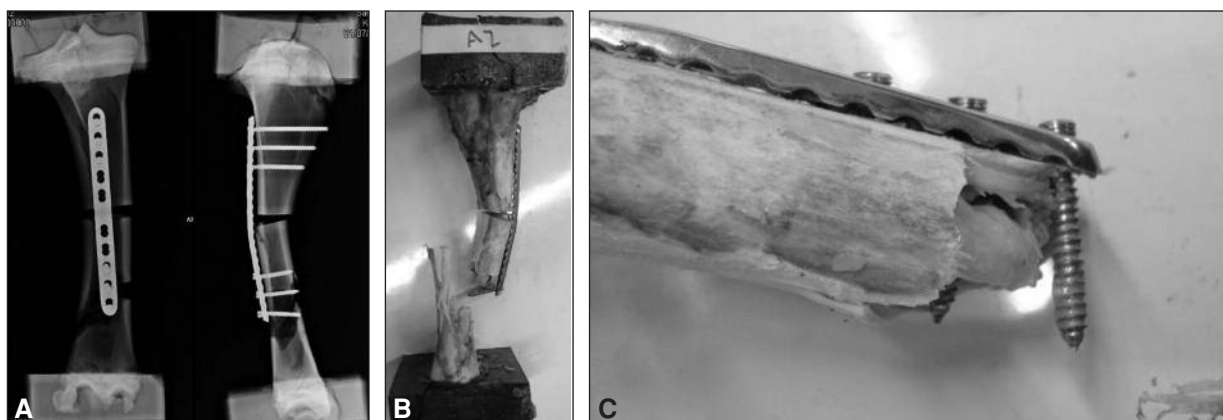
1	Bloqueado con tres tornillos	442 $\pm$ 88
2	Híbrido	411 $\pm$ 67
3	Bloqueado con largo trabajo de placa	405 $\pm$ 149
4	Bloqueado con corto trabajo de placa	543 $\pm$ 125
5	Compresivo divergente	612 $\pm$ 106
6	Compresivo paralelo	584 $\pm$ 118

**Tabla 4.**

1	Bloqueado con tres tornillos	12,6 $\pm$ 3,8
2	Híbrido	7,8 $\pm$ 1,5
3	Bloqueado con largo trabajo de placa	11,4 $\pm$ 5,4
4	Bloqueado con corto trabajo de placa	16,7 $\pm$ 2,0
5	Compresivo divergente	15,7 $\pm$ 0,7
6	Compresivo paralelo	16,5 $\pm$ 4,0

una  $p = 0,495$  en cuanto a la carga y una  $p = 0,107$  cuando se midió el desplazamiento. Por lo tanto, se puede decir que no existen diferencias estadísticamente significativas entre el uso de estos distintos tornillos.

En construcciones sobre hueso normal, si se juntan todas las construcciones bloqueadas, en 13 casos de un total de 15, la falla fue la fractura del hueso y, en los 2 casos restantes, se produjo un aflojamiento de los tornillos al hueso, sin perder el bloqueo de los tornillos a la placa. Las LCP, ya sea con tres tornillos a ambos lados de la fractura, o con dos tornillos con largo y con corto trabajo de placa, fallaron del lado de los platillos en un solo caso, en que el largo de trabajo del tornillo fue mayor que en el lado del pilón. En los 14 casos restantes en los que se produjo la falla, fue del lado del pilón. El largo del tor-



**Figura 8.** LCP bloqueada con tres tornillos. Falla del lado del pilón tibial, donde el largo del trabajo del tornillo es corto, con falla de todo el sistema. Aflojamiento de un tornillo en el sitio puntual de la falla.



nillo varía de manera considerable, de acuerdo con el lado de la fractura donde se encuentre (el promedio de largo del tornillo del lado de los platillos fue de 50 mm (rango 36 a 60) y el del pilón, de 36 mm (rango 28 a 48)). En todos los casos, cuando se produjo la falla esta fue total y se perdieron la estabilidad y la rigidez de la construcción. Sólo en 4 casos se aflojó el tornillo a nivel de la cabeza roscada a la placa y esto se produjo en 3 casos en un solo tornillo (en la zona puntual de falla) y en un solo caso en todos los tornillos del lado de la falla (Figs. 8, 9 y 10).

En los casos de las placas compresivas, las 10 muestras fallaron del lado del pilón, con fractura a nivel del hueso. En un caso, la falla ocurrió a ambos lados de la osteotomía, con una fractura lineal por el trazo de las inserciones de los tornillos. Esto sucedió en una placa compresiva con tornillos paralelos. En otro caso, con la misma orientación de los tornillos, la falla fue total, con el aflojamiento de todos los tornillos. En todos los casos con tornillos compresivos divergentes, y en cuatro casos con tornillos compresivos paralelos, las construcciones se mantuvieron estables luego de suprimir la carga (Fig. 11).

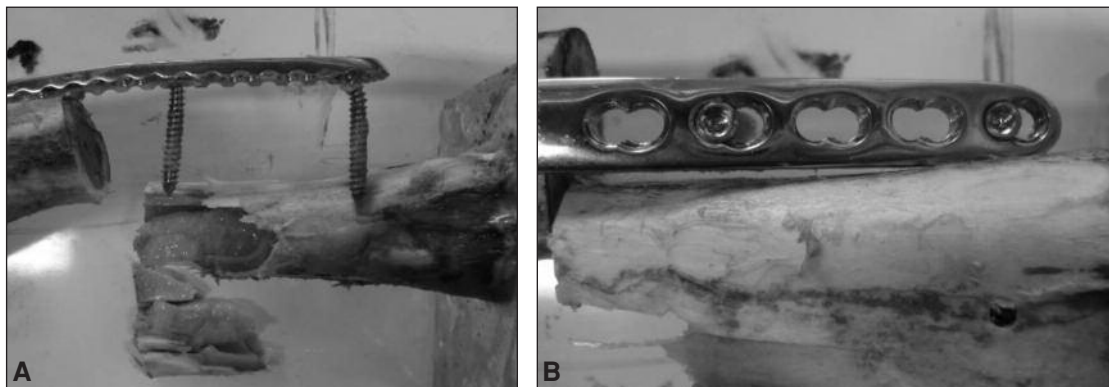
En los 5 casos de las construcciones en los cuales se combinaron ambas técnicas, compresiva y bloqueada, la falla a nivel del hueso con una fractura fue del lado en donde el largo de trabajo del tornillo era menor (pilón) y las construcciones, una vez abolida la fuerza, continuaban estables (Fig. 12).

En los grupos de las construcciones en que se simuló osteoporosis, tanto en los sistemas bloqueados como en los sistemas compresivos convencionales y en el sistema híbrido las fallas fueron similares, por su ubicación, y por el tipo en las construcciones en que se trabajó con hueso normal (Figs. 13 y 14)

En el grupo especial, en que se utilizaron tornillos de bloqueo tipo AO, las fallas fueron todas fracturas del lado del pilón tibial y una vez ocurrida la falla, el sistema perdía la estabilidad total de la muestra (Fig. 15).

## Discusión

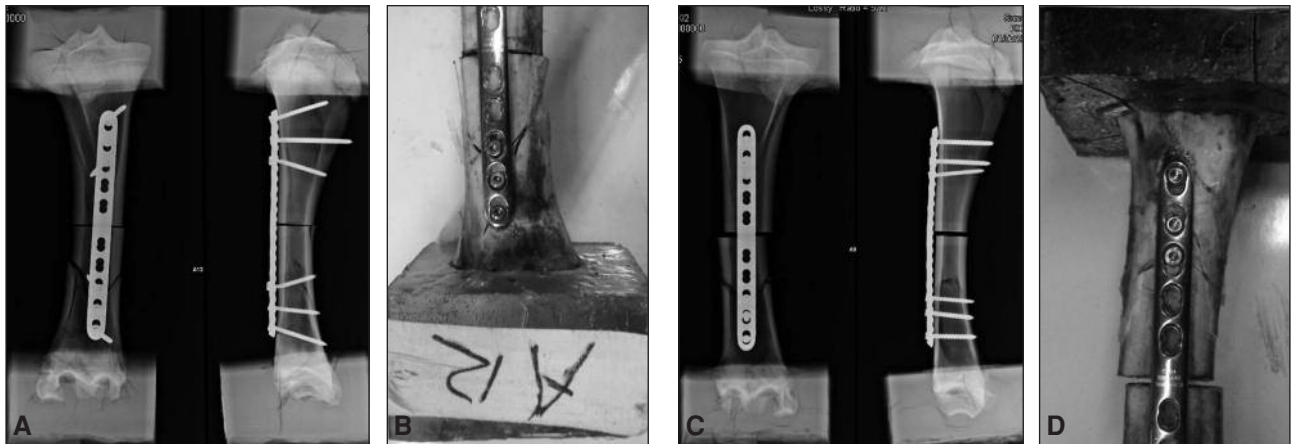
En este estudio biomecánico se compararon diferentes construcciones en hueso normal y en hueso que simulaba



**Figura 9.** LCP bloqueada con corto trabajo de placa. Se observa en este caso una falla total de la muestra del lado en donde los tornillos tienen menor largo de trabajo. Se objetiva que los tornillos luego de la falla continúan bloqueados a la placa.



**Figura 10.** LCP bloqueada con largo trabajo de placa. No hay fractura en el momento de la falla, lo que produce un aflojamiento de los tornillos al hueso, sin perder el bloqueo a la placa.



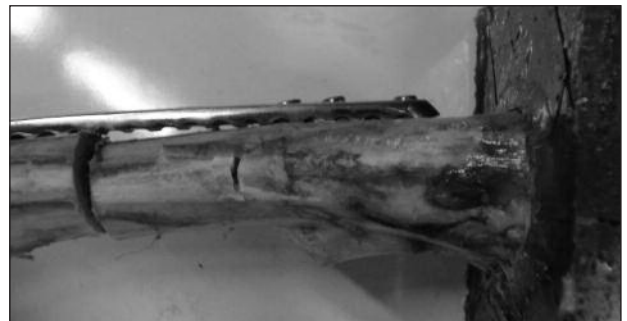
**Figura 11.** LCP compresiva divergente. Falla a nivel del pilón tibial. No se produce la rotura total de la muestra.

osteoporosis. En el hueso normal, la colocación de una placa LCP bloqueada aumenta la elasticidad del sistema, la que promovería la consolidación perióstica, principio fundamental de estos nuevos implantes. No se encontró una diferencia en el uso de la toma de seis o cuatro corticales a ambos lados de la fractura, siempre que se tomen los más lejanos a la zona de fractura, lo que aumenta el largo de trabajo de la placa. La diferencia fue significativa cuando se disminuyó el largo de trabajo de la placa (tomando los orificios más cercanos a la brecha fracturaria), disminuyendo en gran medida la elasticidad de la muestra con respecto a las construcciones con tres tornillos a ambos lados de la fractura.

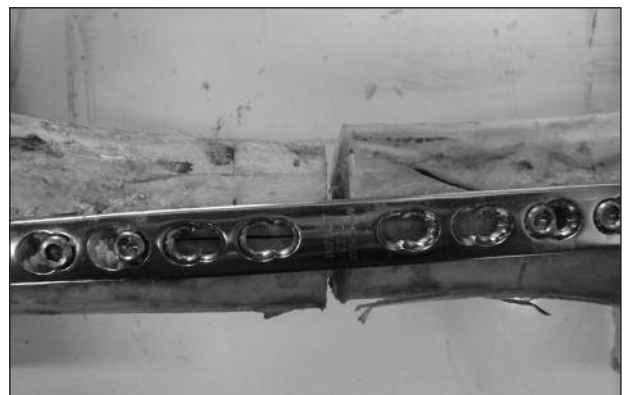
Una limitación del estudio fue medir la resistencia de las muestras a una fuerza de flexión que aumenta en forma progresiva y no a fuerzas oscilantes, en la que se observa la fatiga de la construcción. Por otra parte, sólo se midieron las fuerzas de flexión, sin medir las muestras ante fuerzas de torsión y fuerzas axiales.

El sistema que más resistió a la fuerza de flexión fue el de las placas LCP compresivas divergentes, tomando una diferencia estadísticamente significativa con las placas LCP compresivas con tornillo en forma paralela, lo que demuestra la importancia de la orientación de los tornillos cuando se busca una estabilidad absoluta de la fractura.

En cuanto a la resistencia a la flexión, no se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre las placas bloqueadas con seis tornillos, con cuatro tornillos o con construcciones híbridas. Ante ciertos patrones fracturarios en los que no se necesita una reducción anatómica, la colocación de una construcción híbrida llevaría a la fricción de la placa con el hueso, lo que disminuye la circulación perióstica y el aporte biológico a la fractura. La decisión de utilizar un implante bloqueado, puenteando la zona de la fractura, deslizándola por un plano submuscular y bloqueando con cuatro o seis tornillos, permite rea-



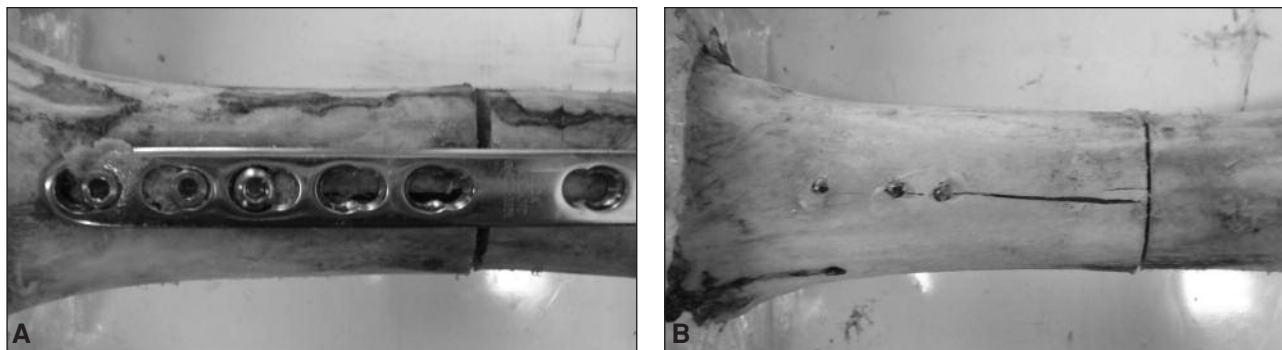
**Figura 12.** LCP híbrida. Falla a nivel del pilón tibial. Luego de la falla la construcción se mantiene estable.



**Figura 13.** LCP bloqueada con tres tornillos en el hueso que simula una osteoporosis. Se observa en el momento de la falla fractura a ambos lados de la osteotomía.

lizar abordajes pequeños, provocar menor daño a la zona de la fractura y otorgar mayor flexibilidad, todo lo cual promovería un ambiente apto para la consolidación secundaria mediante el callo óseo.

En las últimas cinco décadas se ha producido una gran evolución en los materiales y las técnicas quirúrgicas utilizados para la estabilización quirúrgica de las fracturas.<sup>2</sup> Actualmente se prioriza obtener la consolidación precoz, respetando la biología (utilizando abordajes quirúrgicos pequeños, con una fijación interna más flexible que estimule la formación de callo óseo y utilizando implantes que



**Figura 14.** LCP híbrida en el hueso que simula una osteoporosis. Falla del lado del pilón tibial, con fractura longitudinal sobre las inserciones de los tornillos. La muestra continúa estable luego de la falla.

alteren lo menos posible la circulación perióstica, que puedan colocarse puenteando el área lesionada para disminuir el daño local, y que no necesiten un elevado número de tornillos para su fijación), a fin de proteger el aporte sanguíneo o permitir una rápida restauración de la irrigación en la lesión.<sup>5,9,12,13,14,16,23,26,27,32,33</sup>

El uso de placas y tornillos tradicionales se basa en la exposición directa de la fractura, la obtención de una reducción anatómica y la estabilización con osteosíntesis rígida; esto favorecería la consolidación primaria (consolidación endóstica), que requiere mantener el mínimo movimiento a nivel de la lesión y que la tensión en la brecha fracturaria sea menor del 2%; suele ser necesaria una exposición amplia del foco de fractura para tener acceso, proveer buena visibilidad de la lesión y permitir así una adecuada colocación de las placas compresivas. El premodelado de estas es casi siempre necesario para que se adapten adecuadamente a la anatomía del hueso y los tornillos se ajustan comprimiendo la placa contra el hueso. Las complicaciones con su uso incluyen retrasos de consolidación, pseudoartrosis, infección y refracturas una vez retirado el implante.<sup>18</sup> Biomecánicamente, ante una fuerza de flexión continua, la orientación de los tornillos en las LCP usadas de manera convencional adquiere su importancia, ya que al colocarse en forma paralela al trazo de fractura, disminuye un 58% la resistencia a la carga respecto de si se colocan en forma divergente en dos sentidos.

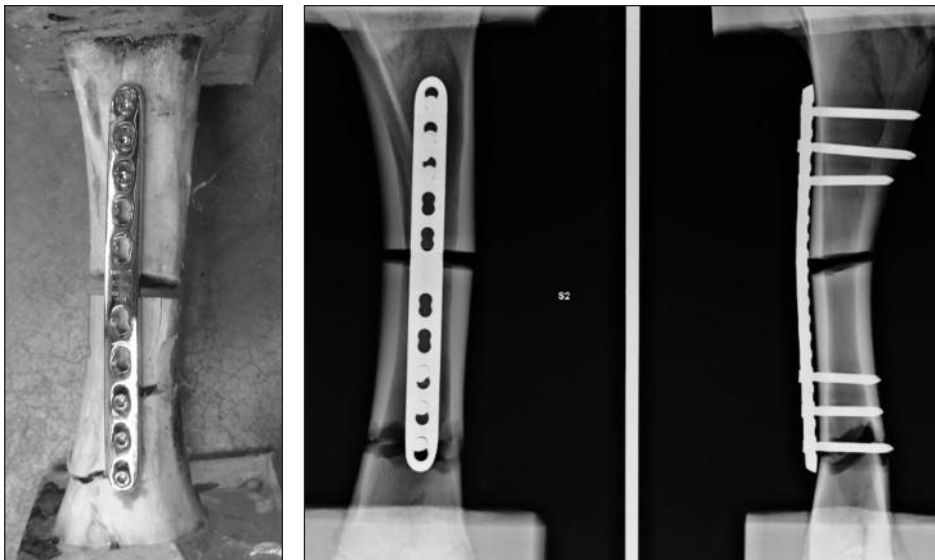
El diseño de los nuevos implantes (que siguen el principio de “osteosíntesis con placa-puente” y fijación “biológica”) nació con el objetivo de disminuir las complicaciones de las osteosíntesis convencionales y porque estos métodos no se adaptaban a las nuevas técnicas de colocación de los implantes (MIPO, reducción y estabilización mediante el puenteado de la fractura). El término “biológicas” expresa el objetivo del tratamiento: utilizar todo soporte biológico aún disponible después del traumatismo, mediante el manejo cuidadoso de los tejidos y una fijación flexible, para estimular la formación de callo óseo. En la actualidad la curación indirecta, con forma-

ción de callo óseo, es un objetivo del tratamiento y se considera un signo positivo de estímulo de la formación ósea.

Las placas bloqueadas difieren de las convencionales no sólo en los principios mecánicos, por los que proveen fijación a la fractura, sino también porque crean un medio biológico diferente para la consolidación (consolidación perióstica).<sup>2,9,12,14</sup> Las placas LCP funcionan como fijadores internos (preservando el aporte vascular perióstico) en fracturas con una brecha más ancha y una tensión menor del 10%; aumentando la estabilidad del complejo tornillo-placa-hueso mediante la creación de una *single-beam-construction*, por lo que actúan como sistema de ángulo fijo. Los implantes que permiten la consolidación de las fracturas en forma secundaria (perióstica) se indican en áreas y situaciones que no requieren una reducción anatómica.

Las placas LCP proveen estabilidad angular y axial, lo que elimina la necesidad de un moldeado preciso y disminuye el riesgo de pérdida primaria de la reducción. Los resultados de esta serie coinciden con los ya publicados en que, cuando se utiliza una placa-puente, es necesario dejar libres dos o tres orificios a nivel de la fractura para darle más flexibilidad al implante y promover así la consolidación ósea secundaria.<sup>26,23,26,27,28,33,38,39,41</sup>

Se sabe que las placas de compresión bloqueada son las de elección actual en los casos de retraso de consolidación y pseudoartrosis atróficas o asociados con osteoporosis y pérdida ósea. Lo que aún no se encuentra bien en claro son las indicaciones precisas para el uso de las placas LCP en un hueso no patológico. La realización de mayores estudios aclararía el papel de este material en las fracturas. Wagner y cols.,<sup>41</sup> en 2003, refirieron que se debe usar la placa LCP, con técnica MIPO, puenteando la zona de fractura en fracturas multifragmentarias en diáfisis y metáfisis; en fracturas simples en diáfisis y metáfisis que no requieren una reducción anatómica; en fracturas periprotésicas; en fracturas secundarias después de un clavo endomedular; conversión de tutor externo a fijación definitiva interna; en osteotomías y, por último, en ciru-

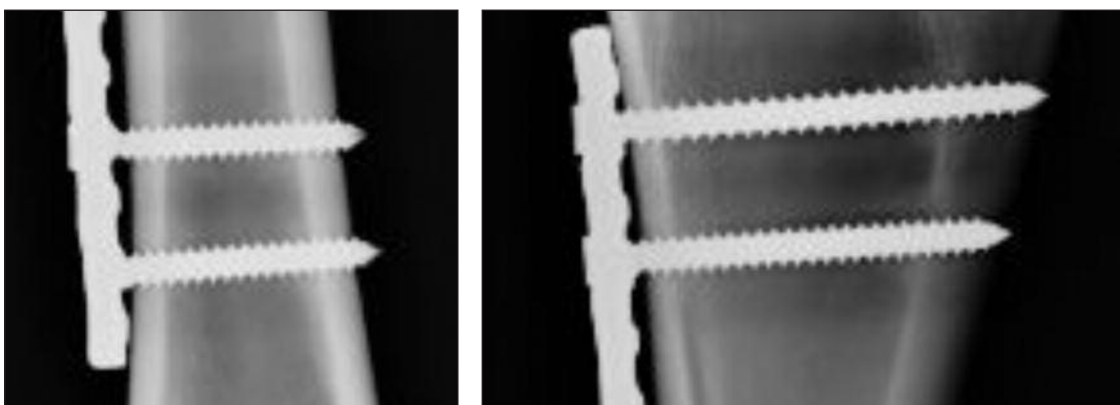


**Figura 15.** LCP bloqueada con tres tornillos tipo AO. Se observa falla del lado del pilón tibial con fractura.

gías tumorales. Egol y cols.<sup>3</sup> afirmaron, en 2004, que las placas LCP son ideales para el tratamiento de las fracturas que toleran una reducción imperfecta mediante una reducción indirecta; para fracturas metafisarias y diafisarias en hueso osteoporótico; en fracturas con severa cominución, puenteando la zona de fractura y reduciendo el daño de los tejidos blandos; y en fracturas en las cuales no puede colocarse la placa de compresión sobre la cara de tensión del hueso. El autor sostiene que el uso de placas convencionales es aún el tratamiento de elección en fracturas articulares que requieren una reducción anatómica perfecta y estable, en las fracturas de antebrazo, y en ciertos tipos de pseudoartrosis, como las hipertróficas, que requieren compresión y estabilidad para consolidar.

Uno de los posibles problemas de este sistema es que los tornillos tienen rosca angosta,<sup>37,40</sup> lo que podría hacer

que fueran arrancados directamente del hueso. Este hecho ocurrió en dos casos de 15 construcciones en las que las muestras fueron bloqueadas (15%). Este problema se observó en los trabajos mencionados que utilizaron tornillos tipo AO. En este trabajo, cuando se compararon los tornillos con rosca angosta y alma gruesa (tornillos tipo AO) con los de industria nacional con rosca ancha y alma fina, no se hallaron diferencias. Otra desventaja de este sistema respecto del convencional es que, cuando coloca el tornillo el cirujano siente que se toma a la placa y no al hueso, lo que puede dar la falsa impresión de una excelente fijación y llevarlo a colocar un número insuficiente de tornillos, con la consecuente falla de la osteosíntesis. Cuando se trabaja con material de industria nacional, a diferencia de otros materiales, tipo AO (en que el cirujano oprime una fuerza de hasta 4 Nm: destor-



**Figura 16.** Amarre de los tornillos sobre hueso en el que se simuló osteoporosis. Se observa el espesor de las corticales en el hueso de terneros. Se objetiva gran cantidad de espiras que toman cada cortical.

nillador con torque), el cirujano fuerza el tornillo hasta donde siente que se amarra a la placa. El uso de tornillos monocorticales en hueso osteoporótico ha mostrado ser insuficiente en algunos casos (sobre todo en el húmero) porque la cortical del hueso osteoporótico es fina y, por ende, el largo de trabajo de los tornillos monocorticales es insuficiente. Por lo tanto, se recomienda en esos casos la colocación de tornillos bicorticales para incrementar su fijación.<sup>10, 29,30</sup>

Se realizaron seis diferentes tipos de construcciones simulando hueso osteoporótico,<sup>10,21,35</sup> en los que no se encontraron diferencias entre los grupos. Creemos que el uso de tibias de ternera no es extrapolable a la osteoporosis, ya que el amarre de los tornillos a la cortical es excesivo (promedio tres espiras por cortical), sabiendo que en esta patología el problema es lo fino de la cortical y que el aumento de la mecha, en este tipo de huesos, no simula la osteoporosis (Fig. 16).

El uso de las placas LCP se basa en principios biomecánicos que han adquirido gran relevancia; la estabilidad axial y de torsión está influida por el largo de trabajo de la placa o la distancia entre los dos tornillos a cada lado del sitio de la fractura (omitiendo el primer tornillo a ambos lados de la fractura la construcción incrementa significativamente la flexibilidad en compresión y en torsión). En las fracturas simples, con una brecha interfragmentaria pequeña, deben omitirse uno o dos orificios a cada lado de la fractura para promover su consolidación espontánea. Se objetivó un aumento del 40% de la elasticidad del sistema cuando se aumentó el largo de trabajo de la placa, omitiendo los dos primeros orificios al lado de la fractura. Queda clara la importancia del largo de trabajo del tornillo, ya que en 62 casos, tanto de hueso normal osteoporótico, de los 65 huesos totales, la falla ocurrió del lado del pilón en donde el tornillo era más corto. El número de tornillos afecta significativamente la estabilidad; sin embargo, más de tres tornillos por fragmento no parecen incrementar la rigidez. La distancia entre la placa y el hueso es un factor importante, ya que el incremento de la distancia entre ellos disminuye la estabilidad de la construcción.<sup>38,39,41</sup> Los tornillos bloqueados tienen gran estabilidad aun cuando sean colocados con una desviación moderada en su ángulo de inserción de hasta 5°, pero desviaciones mayores de este ángulo llevan a la pér-

didada de la estabilidad.<sup>3,13,22</sup> En las fracturas conminutas asociadas con osteoporosis, las placas LCP son biomecánicamente superiores a las convencionales. En estos casos deben colocarse próximas al hueso y con los tornillos tomando ambas corticales.<sup>15,30</sup>

Un punto importante en cuanto a esta osteosíntesis es su elevado costo, lo cual representa una contraindicación relativa para su uso. Una placa LCP cuesta tres o cuatro veces más que una placa convencional. Se necesitan mayores resultados clínicos, con seguimiento a largo plazo, para confirmar los beneficios biomecánicos de este implante obtenidos en el laboratorio. Esto permitirá determinar la relación costo-beneficio del uso de las placas LCP.<sup>26</sup>

Como conclusión, en las fracturas mediodiafisarias de los huesos largos el uso de las LCP, tanto por su indicación como por su relación costo-beneficio, no está bien determinado. Cuando las LCP se utilizan en forma convencional, con tornillos de compresión en este tipo de fracturas, la orientación de los tornillos en forma divergente, en dos sentidos, aumenta significativamente su estabilidad y resistencia a la carga aplicada ante una fuerza de flexión. Las LCP con tornillos de bloqueo, en este tipo de fracturas, deben colocarse omitiendo los dos primeros orificios, lo que aumenta el largo de trabajo de placa y la elasticidad de la construcción. La realización de esta osteosíntesis con reducción percutánea con placa LCP subperióstica, puenteando la fractura, reduciendo la lesión de los tejidos blandos y preservando la circulación, con la elasticidad de la construcción, forma un "ambiente biológico" que facilita la consolidación más rápida. Este "ambiente biológico" disminuye cuando la placa se fricciona contra el hueso, como en el caso de las placas híbridas, que no tienen diferencias en la elasticidad ni en la carga resistida con las LCP bloqueadas, por lo que su indicación queda para las situaciones en las cuales se necesita una reducción anatómica. El material de osteosíntesis de industria nacional es biomecánicamente confiable y seguro, ya que sus resultados son similares a los obtenidos por otros autores de diferentes lugares.<sup>3,6,8,11,19,23,24,25,32,34,38,39</sup> Nuevos estudios clínicos, con seguimiento a largo plazo sobre el uso de las placas bloqueadas de compresión terminarían por determinar sus indicaciones precisas.

## Bibliografía

1. **Allende C.** Placas bloqueadas de compresión (LCP) en fracturas y pseudoartrosis diafisarias de húmero. Resultados preliminares. *Rev Soc Ortop y Trauma Córdoba.* 2006;6:25-9.
2. **Claudi B, Oedekoven G.** Biological osteosynthesis. *Chirurg* 1991;62:367-77.
3. **Egol KA, Kubiak EN, Fulkeron E, et al.** Biomechanics of Locked Plates and Screws. *J Orthop Trauma* 2004;18:488-93.
4. **Frigg R.** Locking compression plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the dynamic compression plate and the point contact fixator (PC-Fix). *Injury* 2001;32(Suppl. 2):63-6.

5. **Frigg R.** Development of the locking compression plate. *Injury* 2003;34 (Suppl. A):B6-B10.
6. **Frigg R.** Locking Compression Plate (LCP). An osteosynthesis plate based on the Dynamic Compression Plate and the Point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury* 2001;32 Suppl 2:63-6.
7. **Frigg R.** Product development for osteoporosis. *AO Dialogue* 2004;17:23.
8. **Fulkerson E, Egol KA, Kubiak EN, et al.** Fixation of diaphyseal fractures with a segmental defect: a biomechanical comparison of locked and compression plating techniques. *J Trauma* 2006;60:830-5.
9. **Ganz R, Mast J, Weber B, et al.** Clinical aspects of bio-logical plating. *Injury* 1991;22:4-5.
10. **Gardner MJ, Griffith MH.** Hybrid locked plating of osteoporotic fractures of the humerus. *J Bone Joint Surg. (Am)* 2006;88-A:1962-7.
11. **Gardner MJ, Brophy RH, Campbell D.** The mechanical behavior of locking compression plates compared with dynamic compression plates in a cadaveric radius model. *J Orthop Trauma* 2005;19:597-603.
12. **Gautier E, Ganz R.** The biological plate osteosynthesis. *Zentralbl Chir.* 1994;119:564-72.
13. **Gautier E, Sommer C.** Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury* 2003;34 (Suppl. 2):63-77.
14. **Gerber C, Mast J, Ganz R.** Biological internal fixation of fractures. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1990;109:295-303.
15. **Goldhahn J, Seebeck J, Frei R, et al.** New implant designs for fracture fixation in osteoporotic bone. *Osteoporos Int.* 2005;16 (supl 2):S112-S9.
16. **Haidukewych G.** Innovations in locking plate technology. *J Am Acad Orthop Surg.* 2004;12 (4):205-12. Review.
17. **Haas N, Hauke C, Schuetz M, et al.** Treatment of diaphyseal fractures of the forearm using the point contact fixator (PC-Fix): results of 387 fractures of a prospective multicentric study (PC-Fix II). *Injury* 2001;32: SB51-SB-62.
18. **Hidaka S, Gustilo RB.** Refracture of bones of the forearm after plate removal. *J Bone Joint Surg* 1984;66-A:1241-3.
19. **Higgins TF, Gavin P, Hines J.** Biomechanical analysis of distal femur fracture fixation: fixed-angle screw-plate construct versus condylar blade Plate. *J Orthop Trauma* 2007;21:43-6.
20. **Hofer HP, Wildburger R., Szyszkowitz R.** Observations concerning different patterns of bone healing using the point contact fixator (PC-Fix) as a new technique for fracture fixation. *Injury.* 2001 Sep;32 Suppl 2:B15-25.
21. **Jazrawi LM, Bai B, Simon JA, et al.** A biomechanical comparison of scuhli nuts or cement augmented screws for plating of humeral fractures. *Clin Orthop Relat Res.* 2000;337:234-5.
22. **Kaab MJ, Frenk A, Schmeling A.** Locked internal fixator. Sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw. *J Orthop Trauma* 2004;18:483-7.
23. **Karnezis IA, Miles AW, Cunningham JL, et al.** "Biological" internal fixation of long bone fractures: a biomechanical study of a "non contact" plate system. *Injury* 1998;29:689-95.
24. **Korner J, Diederichs G, Arzdorf M, et al.** A Biomechanical evaluation of methods of distal humerus fracture fixation using locking compression plates versus conventional reconstruction plates. *J Orthop Trauma* 2004;18:286-93.
25. **Korner J, Lill H, Muller LP, et al.** The LCP –concept in the operative treatment of distal humerus fractures. Biological, biomechanical and surgical aspects. *Injury* 2003;34 (Suppl. 2):20-9.
26. **Kubiak EN, Fulkerson E, Egol KA.** The evolution of locked plates. *J Bone Joint Surg. (Am)* 2006;88-A:190- 200.
27. **Perren SM.** Evolution of internal fixation of long bone fractures: the scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg.* 2002;84:1093-110.
28. **Perren SM.** Backgrounds of the technology of internal fixators. *Injury* 2003;34:S-B1-S-B3.
29. **Perren SM, Cordey J, Rahn BA, et al.** Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants. A reaction to necrosis, not to stress protection? *Clin Orthop.* 1988;232:139-51.
30. **Ring D, Kloen P, Kadzielski J, et al.** Locking compression plates for osteoporotic non unions of the diaphyseal humerus. *Clin Orthop.* 2004;425:50-4.
31. **Ring D, Jupiter JB.** Internal fixation of the humerus with locking compression plates. *Tech Shoulder Elbow Surg.* 2003;4: 169-74.
32. **Schutz M, Sudkamp NP.** Revolution in plate osteosynthesis: new internal fixator systems. *J Orthop Sci.* 2003;8:252-8.
33. **Siegel J, Tornetta P, Borrelli J, et al.** Locked and minimally invasive plating. *AAOS Instructional Course Lectures* 2007;56:353-68.
34. **Siffri PC, Peindl RD, Coley ER, et al.** Biomechanical analysis of blade plate versus locking plate fixation for a proximal humerus fracture: comparison using cadaveric and synthetic humeri. *J Orthop Trauma* 2006;20:547-54.

35. **Spivak JM, Neuwirth MG, Labiak JJ, et al.** Hydroxiapatite enhancement of posterior spinal instrumentation fixation. *Spine* 1994;19:955-64.
36. **Sommer C, Gautier E, Muller M, et al.** First clinical results of the locking compression plate (LCP). *Injury* 2003;34 (Suppl. 2):43-54.
37. **Sommer C, Babst R, Muller M, et al.** Locking compression plate loosening and plate breakage. A report of four cases. *J Orthop Trauma* 2004;18:571-7.
38. **Stoffel K, Lorenz KU, Kuster M.** Biomechanical considerations in plate osteosynthesis: the effect of plate-to-bone compression with and without angular screw stability. *J Orthop Trauma* 2007;21:362-8.
39. **Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G.** Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury* 2003;34 (Suppl. 2):11-9.
40. **Vallier HA, Hennessey TH, Sontich JK.** Failure of LCP condylar plate fixation in the distal part of the femur. A report of six cases. *J Bone Joint Surg. (Am)* 2006;88-A:846-53.
41. **Wagner M.** General principles for the clinical use of the LCP. *Injury* 2003;34 (Suppl. 2):31-42.
42. **Wittenberg RH, Lee KS, Shea M, et al.** White AA, Hayes WC. Effect of screw diameter, insertion technique, and bone cement augmentation of pedicular screw fixation strength. *Clin Orthop.* 1993;296:278-87.