

# Comparación biomecánica de clavos roscados, tornillos canulados y tornillos canulados con obenque en fijación de fracturas subcapitales de húmero

## Estudio experimental en cadáveres

Dr. Mauricio Silva Carreño\*, Dr. Juan Carlos González Gómez\*\*, Dr. Santiago Echeverri Londoño\*\*\*, Dr. Camilo Soto Montoya\*\*\*\*, Dr. José Navas Sanz De Santamaría\*\*\*\*, Dra. Diana Rincón\*\*\*\*\*, Dr. Leonardo Hani Pira\*\*\*\*\*

### Introducción

Las fracturas del húmero proximal son aquellas que ocurren a nivel del cuello quirúrgico o proximales al mismo<sup>22</sup>. Representan el 45% de todas las fracturas del húmero, porcentaje que aumenta hasta el 76% en pacientes mayores de 40 años, por la presencia de osteoporosis<sup>1, 22, 23</sup>.

Se considera una fractura subcapital desplazada, de acuerdo con la clasificación descrita por Neer en 1972, aquellas fracturas del cuello quirúrgico que presentan más de 1 centímetro de desplazamiento entre los fragmentos o más de 45° de angulación entre los mismos<sup>11, 19, 20, 21</sup>.

En general, cerca de 85% de las fracturas del húmero proximal no se encuentran desplazadas y no existe controversia en cuanto a su tratamiento ya que se han visto excelentes resultados con el manejo conservador (vendajes y movilización temprana) de las mismas<sup>1, 2, 3, 9, 16, 17, 19, 20, 21, 22, 24, 27</sup>.

Sin embargo, el manejo de las fracturas subcapitales desplazadas no es tan claro. Se han descrito múltiples tipos de tratamiento, desde la reducción cerrada, que tiene como inconveniente la necesidad de inmovilización y el riesgo del redesplazamiento<sup>17, 19, 20, 21, 22, 27</sup>, hasta la utilización de clavos endomedulares o clavos de Zickel<sup>18, 24, 26</sup>, pasando por el uso de clavos percutáneos<sup>1, 9, 10</sup>,

<sup>14, 24</sup>, bandas de tensión<sup>1, 4, 8, 9, 24</sup>, tornillos interfragmentarios<sup>8</sup>, y placas de soporte y tornillos<sup>8, 24</sup>.

Estudios mecánicos han demostrado que las placas de soporte son el método ideal de tratamiento de este tipo de fracturas cuando se trata de hueso sin osteoporosis, pero ante la presencia de ésta, pierden su efectividad y son superadas por la colocación de clavos percutáneos<sup>12</sup>. De cualquier manera, la colocación de las placas de soporte requiere una amplia disección quirúrgica y ser colocadas sobre el canal bicipital, en la cara anterolateral del húmero, justamente en la zona en donde penetra la arteria arcuata colocando en riesgo la vascularidad de la cabeza humeral<sup>5, 7, 10, 15</sup>.

Es esta la razón para que la utilización de las placas de soporte se haya visto restringida en los últimos tiempos y, a cambio de ello, se han venido utilizando los clavos percutáneos como tratamiento de elección en este tipo de fracturas. Sin embargo, los clavos percutáneos tienen como inconveniente el no ofrecer una fijación rígida de la fractura, requerir de inmovilizaciones en el postoperatorio, requerir su extracción al lograrse la consolidación, aumentar el riesgo de infección por los tractos de los clavos y alterar el confort del paciente al tener elementos que atraviesan la piel<sup>1, 8, 10, 13, 14, 24</sup>.

La meta en el tratamiento de este tipo de lesiones ha sido entonces el encontrar un elemento de osteosíntesis que, colocado por medio de abordajes limitados, minimice el riesgo de lesionar la vascularidad de la cabeza humeral y, a la vez, le confiera una fijación más estable y que no permita el redesplazamiento entre los fragmentos con el fin de obtener mejores resultados clínicos a largo plazo.

Los tornillos canulados han surgido como una buena alternativa en este aspecto. A pesar de ello,

\* RIII Ortopedia y Traumatología Pontificia Universidad Javeriana.

\*\* Profesor Ortopedia y Traumatología Fundación Santa Fe de Bogotá.

\*\*\* RII Ortopedia y Traumatología Pontificia Universidad Javeriana.

\*\*\*\* Profesor Ortopedia y Traumatología Fundación Santa Fe de Bogotá.

\*\*\*\*\* Profesora Facultad de Ingeniería Mecánica Universidad de los Andes.

\*\*\*\*\* Estudiante Facultad de Ingeniería Mecánica Universidad de los Andes.

es muy poco lo que se ha escrito a este respecto. Fueron, tal vez, Dines y Asnis<sup>5</sup> los primeros en describir este tipo de fijación para las fracturas subcapitales desplazadas del húmero, encontrando como ventajas el fácil acceso fluoroscópico al hombro y la mínima disección requerida para su colocación. Sin embargo, no encontramos en la literatura mundial ningún estudio que demuestre las características mecánicas de este tipo de fijación.

Con el fin de comparar la resistencia mecánica de la fijación obtenida con los tornillos canulados contra el método tradicional de fijación (clavos de Steinmann), realizamos un trabajo de tipo experimental comparando el desplazamiento ante cargas angulares y rotacionales de un modelo de fractura subcapital, reducida anatómicamente, y fijada con cada uno de los sistemas descritos. Como método alternativo, describimos la asociación de los tornillos canulados de 7.0 mm a una banda de tensión con alambre.

## Objetivos

### Primario

- Comparar la resistencia mecánica ante las cargas angulares y rotacionales del método tradicional de fijación de las fracturas subcapitales del húmero (clavos percutáneos) con la utilización de tornillos canulados de 7.0 milímetros, en un modelo experimental utilizando húmeros proximales de cadáveres.

### Secundario

- Determinar las características mecánicas de un sistema de fijación para las fracturas subcapitales del húmero que requiera una limitada exposición quirúrgica.

## Materiales y métodos

Realizamos un trabajo de tipo *experimental mecánico* para comparar el comportamiento ante las cargas rotacionales (interna y externa) y angulares (flexión) de una fractura a nivel del cuello quirúrgico del húmero de cadáveres luego de lograrse su reducción anatómica y de realizarse una osteosíntesis.

Tomamos como variables independientes 3 tipos diferentes de osteosíntesis:

- 2 clavos de Steinmann roscados, de 5/64 de diámetro.
- 2 tornillos canulados de 7.0 milímetros.
- 2 tornillos canulados de 7.0 milímetros, asociados a una banda de tensión con alambre.

Consideramos como variables dependientes la fuerza máxima, medida en Newtons, ejercida por una máquina Instron sobre el espécimen (en rotaciones y angulación) luego de realizarse una fractura subcapital y de ser fijada con cada uno de los sistemas descritos, y el desplazamiento residual, en milímetros, de la misma fractura.

Como variables a controlar se tomaron la edad y sexo del donante, el tiempo transcurrido entre la muerte de éste y la obtención del espécimen y el transcurrido entre la obtención del hueso y la realización del experimento.

Tomamos como población de estudio 22 húmeros adultos, desprovistos de las inserciones musculares y tendinosas y a los cuales se les reseco la cápsula articular; se tuvieron en cuenta, como criterios de inclusión, la madurez esquelética del donante y, como criterios de exclusión, la evidencia de fracturas previas en el húmero proximal o de patología macroscópica ósea.

Los especímenes fueron obtenidos de cadáveres del Banco de Huesos y Tejidos de la Fundación Cosme y Damián y congelados a una temperatura de -180°, hasta la realización del experimento. Éstos fueron llevados a temperatura ambiente, 12 horas antes del mismo, colocándolos en solución salina normal.

A cada uno de los especímenes se le realizó, con una sierra oscilante, una fractura subcapital de las siguientes características (Fig. 1).

Comenzando en la cortical interna, en un punto situado 0.5 centímetros por debajo de la tuberosidad menor del húmero, y dirigida hacia la cortical externa con una angulación cefálica de 10°, se realizó una osteotomía obteniendo, de esta manera, dos fragmentos:

- Un fragmento proximal en el cual están incluidos la cabeza humeral y las tuberosidades mayor y menor.
- La diáfisis humeral.

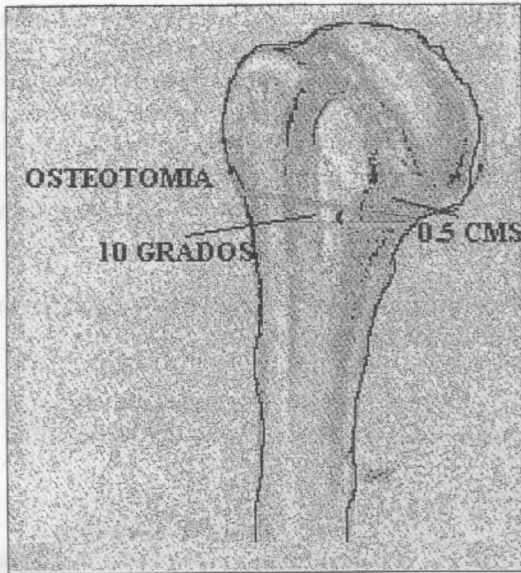


Fig. 1

Cada una de estas fracturas fue reducida en forma anatómica y posteriormente fijada con uno de los tres sistemas ya descritos:

**2 clavos de Steinmann de 5/64**

Se insertó el primer clavo en la cortical anterior del fragmento distal a la fractura (fragmento diafisario), en un punto situado 2 centímetros distal a la misma, en el borde externo de la corredera bicipital, con una angulación cefálica aprox. de 30°, dirigiéndolo de esta manera hacia el fragmento proximal. El segundo clavo de Steinmann, de igual diámetro, se insertó en la cortical anteroexterna a una distancia de 3.0 centímetros de la fractura con una angulación aprox. de 45° hacia cefálico. Es importante mencionar que los puntos de inserción de los clavos deben estar separados, al menos, dos centímetros en el plano horizontal para evitar posibles fracturas comunicantes entre los sitios de inserción (Fig. 2).

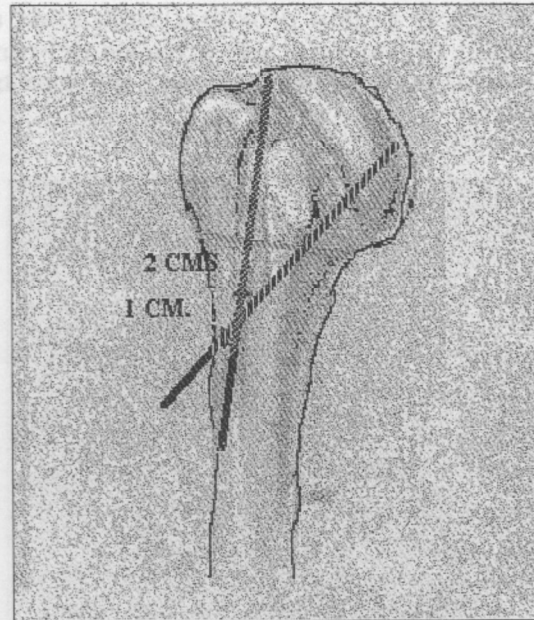


Fig. 2

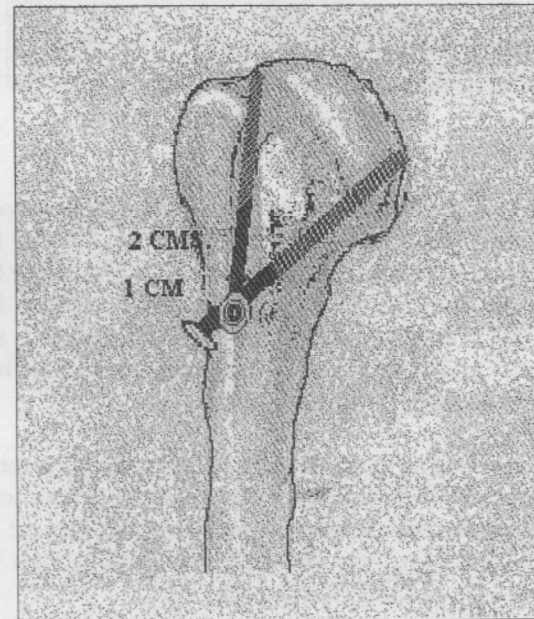


Fig. 3

**2 tornillos canulados de 7.0 milímetros**

Tomando como puntos de inserción de los pines guías los mismos puntos y direcciones en que se insertaron los clavos de Steinmann, se colocaron 2 tornillos canulados de 7.0 milímetros, de rosca de 32 milímetros. Debe mencionarse la necesidad de utilizar la tarraja en todo el trayecto del tornillo a colocar, para evitar rotaciones de los fragmentos (Fig. 3).

**Tornillos canulados de 7.0 milímetros asociados a una banda de tensión con alambre**

La inserción de los tornillos canulados se realizó en forma idéntica al punto anterior. Sin embargo, en este caso se asoció una banda de tensión con alambre utilizando, como puntos de anclaje, las cabezas de los tornillos en la porción distal y un túnel que se perforó, con una broca de 3.2 milímetros, desde la tuberosidad mayor hasta la

menor en la región proximal. Utilizamos un Venocath N° 14, colocado a través del túnel perforado, para facilitar el paso del alambre (Fig. 4).

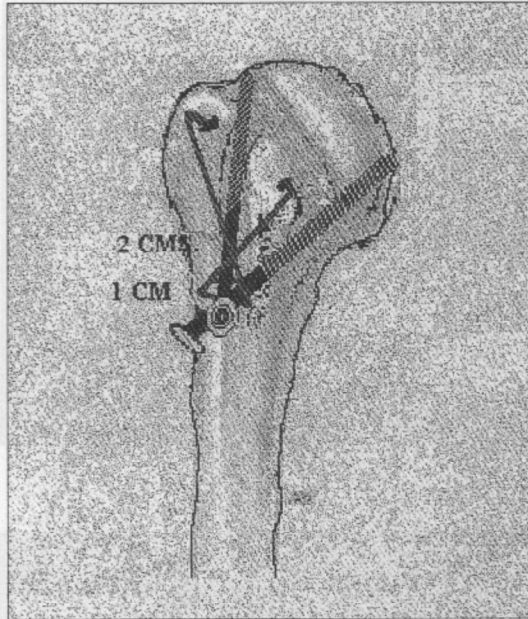


Fig. 4

Una vez que la fractura subcapital fue reducida anatómicamente y fijada con cada uno de los sistemas descritos, se procedió al montaje de los especímenes en una máquina Instron (Mod. 10-25586-1, Instron, England), la cual permite someter al espécimen a cargas controlables, cuantificables y reproducibles.

Para lograr el montaje, y teniendo en cuenta la necesidad de someter los especímenes a cargas de rotación externa, interna y flexión, se diseñó una mordaza en acero inoxidable, con las siguientes características (Fig. 5).

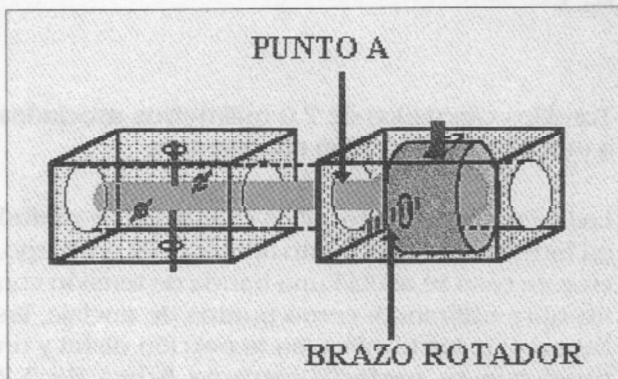


Fig. 5

- Una toma proximal, con un sistema de balinera unido a un brazo rotador dentro del cual se fijó la cabeza humeral. De esta manera, la acción del brazo compresor de la máquina Instron, unido al brazo rotador de la mordaza en su toma proximal, ejerció una carga en rotación interna o externa, de acuerdo con su dirección.
- Una toma distal para fijar el segmento diafisario del espécimen.

Procedimos entonces a someter a carga los especímenes, siguiendo el siguiente patrón:

	Número de experimentos		
	Rot. interna	Rot. externa	Flexión
C. Steinmann	2	2	2
2 Torn. Canulados	2	2	2
2 Torn. canulados + banda de tensión	2	2	2

Para someter al espécimen a cargas de rotación externa, éste se montó dentro de la mordaza fijándolo tanto en el extremo proximal como en el distal con 4 pernos. Una vez fijo a la mordaza, se procedió a descender el brazo compresor de la máquina Instron, unido al brazo rotador de la toma proximal de la mordaza en un recorrido de 38 milímetros requiriendo para ello realizar una fuerza que es directamente proporcional a la resistencia ejercida por el elemento de fijación de la fractura. La magnitud de la fuerza fue registrada, al final del recorrido, en su nivel máximo. Igual procedimiento se siguió en los experimentos en que se evaluó el comportamiento ante la rotación interna, dirigiendo la carga en sentido contrario. En los experimentos en que se evaluó la resistencia a las cargas en flexión, se ejerció una carga sobre el Punto A del espécimen (Fig. 5). Para lograrlo se descendió el brazo compresor de la máquina Instron en un recorrido de 10 milímetros y, en igual forma, se registró la magnitud de la fuerza máxima al final del recorrido.

Se establecieron como parámetros de comparación entre los tres tipos de fijación la fuerza máxima ejercida por la máquina Instron al final del recorrido predeterminado y, además, el desplazamiento residual de la fractura una vez eliminada la fuerza deformante. Para ello, y previo al montaje en la mordaza, se realizó una marca en el espécimen, a través de la fractura, y se co-

locó un pin guía en la diáfisis, formando una línea recta entre los dos (Fig. 6).

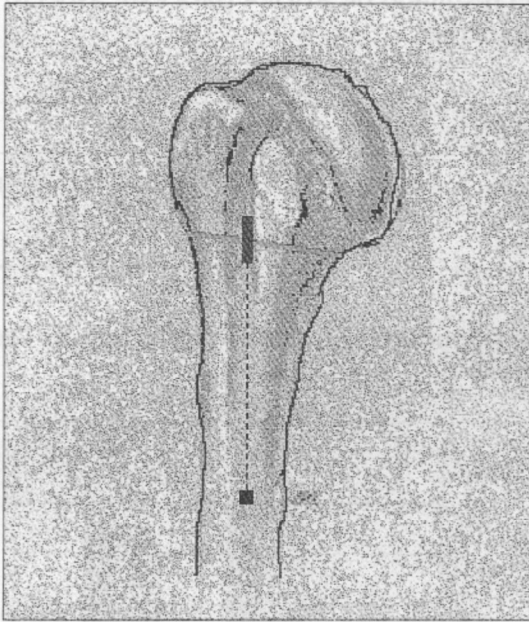


Fig. 6

Una vez el espécimen fue sometido a carga y se desmontó de la mordaza, se midió la distancia, en milímetros, entre la marca original y la nueva marca, determinando así el desplazamiento residual (Fig. 7).

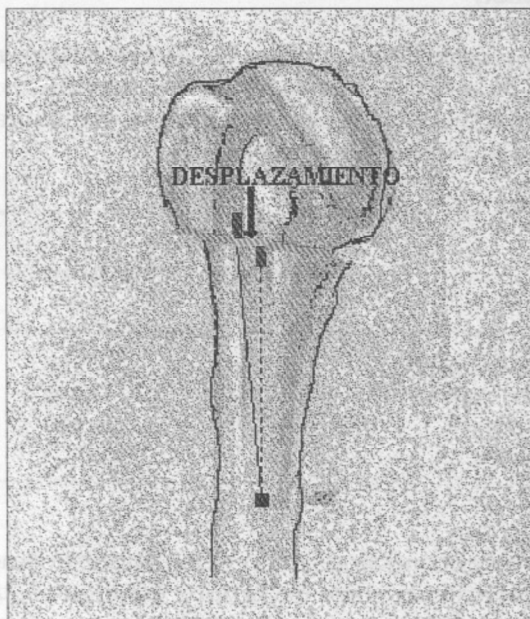


Fig. 7

Los resultados fueron sometidos a un análisis estadístico descriptivo. Posteriormente, para comparar las diferencias entre los promedios de los tres grupos se realizó una prueba de ANOVA.

### Resultados

De los 22 húmeros proximales de cadáver, fue necesario excluir uno de los especímenes por dificultades en la colocación del material de osteosíntesis, otros dos por ser de un tamaño tan pequeño que imposibilitaba su colocación en la mordaza y uno que se utilizó como prueba inicial del montaje. Sometimos a prueba, entonces, 18 especímenes.

Las cifras obtenidas en el experimento fueron las siguientes:

Experimento	Fijación	Dirección	Fuerza Máxima (Newtons)	Desplazamiento (Milímetros)
1	Steinmann	Rot. Interna	34	3.783
2	Steinmann	Rot. Interna	78.9	4.914
3	Steinmann	Rot. Externa	6.2	5.521
4	Steinmann	Rot. Externa	76	4.022
5	Steinmann	Flexión	756	9.00
6	Steinmann	Flexión	730	10.00
7	2 Canulados	Rot. Interna	132	2.098
8	2 Canulados	Rot. Interna	208.7	4.040
9	2 Canulados	Rot. Externa	170.6	5.045
10	2 Canulados	Rot. Externa	303	3.131
11	2 Canulados	Flexión	732	9.00
12	2 Canulados	Flexión	721	10.00
13	2 C. + Obenque	Rot. Interna	225	1.853
14	2 C. + Obenque	Rot. Interna	156.6	2.947
15	2 C. + Obenque	Rot. Externa	150.4	2.841
16	2 C. + Obenque	Rot. Externa	154.1	2.546
17	2 C. + Obenque	Flexión	717	9.00
18	2 C. + Obenque	Flexión	724	10.00

### Rotaciones

El promedio de las cifras de fuerza máxima (en Newtons) ejercida por la máquina Instron fueron las siguientes:

	R. Interna	R. Externa	Promedio
2 Cl. Steinmann	56.45	41.1	48.78
2 Tor. canulados	170.35	236.8	203.5
2 Tor. canulados + obenque	190.8	152.25	171.5

Encontramos que en los experimentos en que utilizamos tornillos canulados como elemento de osteosíntesis (independientemente del uso de la banda de tensión) la fuerza ejercida por la máquina Instron fue mayor, lo cual está directamente relacionado con la resistencia ejercida por el material de fijación.

Analizando en forma conjunta los datos de rotación interna y externa, encontramos una diferencia estadísticamente significativa entre los 3 métodos de fijación ( $p < 0.01$ ), siendo los tornillos canulados el método que mejor fijación demostró, seguido por los tornillos canulados asociados a un obenque de alambre (15.75% menor) y por los clavos de Steinmann (76.02% menor). Por el limitado número de experimentos, la comparación entre rotación interna y externa no demuestra diferencias significativas desde el punto de vista estadístico. Sin embargo, esta muestra una tendencia similar al análisis en conjunto.

El resultado del ANOVA para este aspecto fue el siguiente:

Variación	Suma <sup>2</sup>	°Libertad	Promedio <sup>2</sup>	F
Grupos	53.422,00	2	26.711,00	10.17
Error	23.625,00	9	2.625,00	
Total	77.047,00	11		

El promedio de las cifras de *desplazamiento residual* (en milímetros) una vez eliminada la fuerza deformante fueron las siguientes:

	R. Interna	R. Externa	Promedio
2 Cl. Steinmann	4.348	4.771	4.455
2 Tor. canulados	3.069	4.088	3.578
2 Tor. canulados + obenque	2.400	2.693	2.546

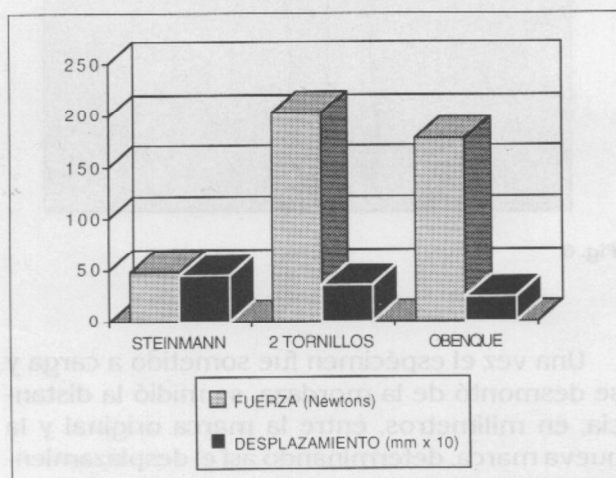
En los experimentos en que se utilizaron tornillos canulados, las cifras de desplazamiento residual fueron menores. Así, las menores se encontraron en los que se utilizaron tornillos canulados asociados a un obenque con alambre, seguidos por los tornillos canulados (40.53% mayor) y por los clavos de Steinmann (74.98% mayor). Estas diferencias son estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ). Por las mismas razones expuestas anteriormente se analizaron en con-

junto los resultados de la rotación interna y externa.

El resultado de ANOVA para este aspecto fue el siguiente:

Variación	Suma <sup>2</sup>	°Libertad	Promedio <sup>2</sup>	F
Grupos	0.0916	2	0.0458	5.5853
Error	0.0738	9	0.0082	
Total	0.1654	11		

Gráficamente, los resultados fueron los siguientes:



### Flexión

El promedio de las cifras de *fuerza máxima* (en Newtons) y *desplazamiento residual* (en milímetros) en los experimentos en que se realizó flexión fueron los siguientes:

	Flexión	
	Fuerza máxima (N)	Desplazamiento (mm)
2 Clavos Steinmann	743	9.00
2 Torn. canulados	726.5	9.00
2 T. canulados + obenque	720.5	9.00

No encontramos diferencias estadísticamente significativas entre los grupos estudiados, tanto en el criterio de *fuerza máxima* como en el de *desplazamiento residual* ( $p < 0.05$ ).

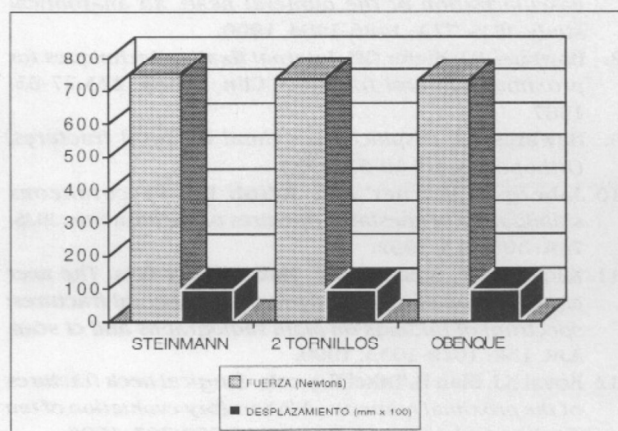
El resultado del ANOVA para el criterio de *fuerza máxima* fue el siguiente:

Variación	Suma <sup>2</sup>	°Libertad	Promedio <sup>2</sup>	F
Grupos	543	2	271.5	1.9255
Error	423	3	141	
Total	966	5		

El resultado del ANOVA para el criterio de *desplazamiento residual* fue el siguiente:

Variación	Suma <sup>2</sup>	°Libertad	Promedio <sup>2</sup>	F
Grupos	0	2	0	0
Error	0.015	3	0.005	
Total	0.015	5		

Gráficamente, los resultados fueron los siguientes:



## Discusión

No existe controversia, en la literatura mundial, en la necesidad de manejar quirúrgicamente las fracturas subcapitales desplazadas del húmero, ya que el manejo conservador de las mismas se ha visto asociado a consolidaciones viciosas y rigidez del hombro<sup>6,24</sup>.

Los estudios de Koval y Blair<sup>12</sup> demuestran que las placas de soporte ofrecen la fijación más rígida a este tipo de fracturas, cuando se trata de huesos jóvenes sin osteoporosis. Sin embargo, el uso de este tipo de elemento de osteosíntesis requiere de una amplia disección quirúrgica y

desperostización, además del riesgo de compromiso de la vascularidad de la cabeza humeral y el pinzamiento en el espacio subacromial<sup>6, 7, 10, 15, 25</sup>. Su uso en pacientes con osteoporosis está asociado a fallas de la fijación por aflojamiento de los tornillos proximales<sup>6</sup>.

Por esta razón, ante la presencia de osteoporosis, la fijación más estable se logra con clavos percutáneos<sup>12</sup>. Sin embargo, éstos tienen como inconvenientes el requerir de inmovilizaciones en el postoperatorio, una segunda intervención para extraerlos, un mayor riesgo de infección por ser elementos que atraviesan la piel y, en general, alterar la comodidad de paciente<sup>1,8, 10, 13, 14, 24</sup>.

Dines y Asnis hacen referencia al uso de los tornillos canulados en el tratamiento de fracturas subcapitales del húmero, describiendo como ventajas el fácil acceso fluoroscópico al hombro, la mínima disección quirúrgica requerida y la seguridad que confiere el paso previo de guías<sup>5</sup>. Sin embargo, no encontramos evidencia en la literatura que describa el comportamiento mecánico de este tipo de fijación. Además, la descripción hecha por estos autores, con 2 tornillos de 6.5 milímetros, paralelos, de caudal a cefálico, y un tornillo de cefálico a caudal insertado a través de la toberosidad mayor, es diferente a la forma convencional de colocación cruzada del material de osteosíntesis.

Por esta razón realizamos un trabajo de tipo experimental mecánico en el que comparamos el comportamiento de tres tipos de fijación: 2 tornillos canulados de 7.0 mm, 2 clavos de Steinmann de 5/64 y 2 tornillos canulados de 7.0 mm asociados a una banda de tensión con alambre, en un modelo de fractura subcapital de húmero de cadáveres jóvenes. Los tres tipos diferentes de fijación fueron colocados en forma idéntica.

Nuestros resultados muestran que la fijación con tornillos canulados, independientemente del uso de la banda de tensión, es el método que mayores ventajas mecánicas presenta.

Al ejercer fuerzas rotacionales, encontramos que ofrece una resistencia 15% y 76% mayor, en términos de *fuerza máxima*, a los tornillos con obenque y los clavos de Steinmann respectivamente, diferencia que es estadísticamente significativa. Cuando el criterio de comparación fue el

*desplazamiento residual* encontramos que la asociación de la banda de tensión con alambre a los tornillos permite un desplazamiento 40% y 75% menor que al utilizar tornillos solos o clavos de Steinmann, lo cual se explica probablemente por un mayor retroceso elástico de la fijación. Esta diferencia es estadísticamente significativa.

Hay que tener en cuenta que la diferencia encontrada entre los tornillos canulados solos y los que se asociaron a una banda de tensión con alambre es mínima (15%) cuando se comparó la *fuerza máxima* soportada y, aunque significativa, probablemente si realizáramos más experimentos se disminuiría mucho más. Lo que sí es de resaltar es la diferencia que hubo entre los 2 sistemas de fijación cuando se analizó el criterio de *desplazamiento residual* (40%), ya que esta diferencia sí está a favor de una mayor fijación ofrecida por el elemento de osteosíntesis.

No encontramos diferencias estadísticamente significativas entre los tres métodos de fijación al realizar fuerzas en flexión. Las posibles razones para estos resultados son:

- a. Que los resultados sean ciertos, lo cual tiene sentido si tenemos en cuenta que el material de osteosíntesis se está sometiendo a carga en el plano perpendicular a su inserción y que, por tanto, no depende tanto de su anclaje óseo sino de su volumen.
- b. Que hubiese existido un tope mecánico ejercido por la mordaza de acero, no evidenciado durante el procedimiento, que evitara un mayor desplazamiento y generase fuerzas máximas mayores por parte de la máquina Instron.

Debido a que utilizamos huesos jóvenes, no podemos extrapolar los resultados a huesos con osteoporosis. Sin embargo, los resultados de Koval y Blair<sup>12</sup> nos hacen suponer que este tipo de osteosíntesis ofrece unas condiciones mecánicas favorables cuando está presente la osteoporosis.

Nuestros resultados, asociados a las ventajas clínicas ya descritas de los tornillos canulados nos permiten recomendar este tipo de fijación como primera opción en el tratamiento de fracturas subcapitales desplazadas de húmero de pacientes jóvenes. Probablemente, al manejar este tipo de fracturas en pacientes con osteoporosis sea preferible asociar una banda de tensión con alambre al elemento de osteosíntesis.

## Agradecimientos

A la Fundación Cosme y Damián y a la señora Elizabeth Paredes R., por la invaluable colaboración en la obtención y almacenamiento de los especímenes objeto del presente estudio.

## Bibliografía

1. **Bigliani LU**, *Fractures of the proximal humerus*. En: Rockwood CA., and Green DP., (eds.); *Fractures in adults*, 3th ed., págs. 871-927, Philadelphia, JB. Lippincott, 1991.
2. **Brien H, Noftall F, MacMaster S**, and cols. *Neer's classification system: a critical appraisal*. *J. Trauma*. 38: 257-260, 1995.
3. **Brooks CH, Revell WJ, Heatley FW**. *Vascularity of the humeral head after proximal humeral fractures, an anatomical cadaver study*. *JBJS*. 75B: 132-134, 1993.
4. **Cornell CN, Levine D, Pagnani MJ**. *Internal fixation of proximal humerus fractures using the screw-tension band technique*. *J. Orthop. Trauma*. 8: 23-27, 1994.
5. **Dines DM, Asnis SE, Page A**. *The shoulder*. En:
6. **Fleischmann W, Kinzl L**. *Philosophy of osteosynthesis in shoulder fractures*. *Orthopedics*. 16: 59-63, 1993.
7. **Gerber C, Schneeberger AG, Vinh TS** y cols. *The arterial vascularization of the humeral head, an anatomical study*. *JBJS*. 72A: 1486-1494, 1990.
8. **Hawkins RJ, Kiefer GN**. *Internal fixation techniques for proximal humeral fractures*. *Clin. Orthop*. 223:77-85, 1987.
9. **Hawkins RJ**. *Displaced proximal humeral fractures*. *Orthopedics*. 16: 49-53, 1993.
10. **Jaberg H, Warner JJP, Jakob RP**. *Percutaneous stabilization of unstable fractures of the humerus*. *JBJS*. 74A: 508-515, 1992.
11. **Kilcoyne RF, Shuman WP, Matsen FA** y cols. *The neer classification of displaced proximal humeral fractures: spectrum of findings on plain radiographs and ct scan*. *AJR*. 154: 1029-1033, 1990.
12. **Koval KJ, Blair B, Takel R**, y cols. *Surgical neck fractures of the proximal humerus. A laboratory evaluation of ten fixation techniques*. *J. Trauma*. 40:778-783, 1996.
13. **Kristiansen B, Kofoed H**. *External fixation of displaced fractures of the proximal humerus. technique and preliminary results*. *JBJS*. 69B: 643-646, 1987.
14. **Kristiansen B, Kofoed H**. *Transcutaneous reduction and external fixation of displaced fractures of the proximal humerus. a controlled clinical trial*. *JBJS*. 70B: 821-824, 1988.
15. **Laing PG**. *The arterial supply of the adult humerus*. *JBJS*. 38A: 1105-1116, 1956.
16. **Lyons FA, Rockwood CA**. *Current Concepts Review. Migration of Pins Used in Operations on the Shoulder*. *JBJS*. 72A: 1262-1267, 1990.
17. **Mills HJ, Horne, G**. *Fractures of the proximal humerus in adults*. *J. Trauma*. 25: 801-805, 1985.
18. **Mouradian WH**. *Displaced proximal humeral fractures. seven years' experience with a modified zickel supracondylar device*. *Clin. Orthop*. 212: 209-218, 1986.
19. **Neer, CS**. *Displaced proximal humeral fractures. Part I. Classification and evaluation*. *Clin. Orthop*. 223: 3-10, 1987.



20. **Neer, CS.** *Displaced proximal humeral fractures. Part II. Treatment of three-part and four-part displacement.* JBJS. 52A: 1090-1103, 1970.
21. **Neer, CS.** *Displaced proximal humeral fractures. Part I. Classification and evaluation.* JBJS. 52A: 1077-1089, 1970.
22. **Rockwood CA, Groh G, Chun JM.** *Management of two-part fracture of the proximal humerus.* J. Shoulder Elbow Surg. 3:273-287, 1994.
23. **Rose SH, Melton LJ, Morrey BF** y cols. *Epidemiologic features of humeral fractures.* Clin. Orthop. 168: 24-30, 1982.
24. **Schlegel TF, Hawkins RJ.** *Displaced proximal humeral fractures: evaluation and treatment.* J. Am. A. Orthop. Surg. 2: 54-66, 1994.
25. **Szyszkowitz R, Seggl W, Schleifer P** y cols. *Proximal humeral fractures. management techniques and expected results.* Clin. Orthop. 292: 13-25, 1993.
26. **Weseley MS, Barenfeld PA, Eisenstein AL.** *Rush pin intramedullary fixation for fractures of the proximal humerus.* J. Trauma. 17: 29-37, 1977.
27. **Young TB, Wallace WA.** *Conservative treatment of fractures and fracture-dislocations of the upper end of the humerus.* JBJS. 67B: 373-377, 1985.