

Diseño de fijador externo no transfixiante en fracturas del tercio medio de clavícula cabalgadas mas de 20mm

Dr. Giovanni A. Gravini A.*, Dr. Julio Sandoval R.**, Ing. Daniel Suárez †, Ing. Jefferson Infante ‡

*Ortopedista y Traumatólogo Postgrado Ortopedia y Traumatología Universidad El Bosque **Ortopedista y Traumatólogo Instructor asociado Postgrado Ortopedia y Traumatología Universidad El Bosque

† Ingeniero mecánico CITEC Universidad Los Andes

‡ Ingeniero mecánico ORTOMAC LTDA

Correspondencia
ggravini@yahoo.com

Resumen

Introducción: Se diseñó un fijador externo de puntas no transfixiante para ser utilizado en fracturas de clavícula cabalgadas más de 20 mm, basándose en estudios que muestran que estos acortamientos se asocian a resultados poco satisfactorios como dolor crónico, pseudoartrosis, pérdida de movilidad y dificultad para levantar objetos pesados.

Objetivo: Diseñar un elemento que permitiera manejar estas fracturas con la menor comorbilidad posible.

Metodología: Se estudiaron 14 clavículas de cadáveres frescos humanos divididas en dos grupos, una estabilizada con placa de reconstrucción de 3,5 mm y otro con el nuevo implante, comparando rigidez, desplazamientos y carga máxima ante compresión axial medida en máquina Instron 5500, los datos obtenidos fueron analizados en Stata 8.0.

Resultados: Se registró una estabilidad del nuevo implante a compresión axial de 1000N y una rigidez de 0.2386mm/N. No se encontraron diferencias significativas entre la placa de reconstrucción de 3,5mm y el fijador no transfixiante en cuanto a punto de falla final o rigidez aunque la placa sea más resistente y más rígida. Los desplazamientos en el foco fracturario son mayores para el fijador externo, con resultados estadísticamente significativos aunque clínicamente se deberá demostrar su relevancia al ser menores de 1mm.

Conclusiones: El fijador externo no transfixiante puede constituir en una alternativa de manejo en fracturas de tercio medio de clavícula y su aplicación clínica deberá ser objeto de estudio posterior.

Palabras Claves: Fijador externo, transfixiante, fracturas cabalgadas, clavícula, rigidez, compresión axial, desplazamiento.

Abstract

Introduction: A non-transfixiant external fixator system was designed in order to be used in clavicle fractures displaced more than 20 mm, based on issues that demonstrated that those shortens were associated to disappointing results as chronic pain, midshaft non-unions, loss of functional arcs of motion and inabilities for levering heavy stuffs.

Objective: The principal challenge was to design a fixator as a treatment of these fractures with the fewer complications and co-morbidity as possible.

Methods: Fourteen fresh human cadaveric clavicles were divided into two groups, one fixing the bone with a 3,5mm reconstruction plate and the other with the new implant. Stiffness, maximal compression load and displacement, were measured with an Instron 5500 machine, and data were evaluated with a Stata 8.0 program.

Results: Data showed that maximum compression load was 1000N and stiffness was 0.2386mm/N. When maximum compression load and stiffness were evaluated, no significant statistical differences were found between the non-transfixiant fixator and the 3,5 mm reconstruction plate, although the plate tends to be less stiffer and support more compression loads. Displacement of the fracture gap was significant statistical greater for the external fixator although results must be evaluated clinically because displacement was less than 1mm.

Conclusions: A non-transfixiant external fixator system could be an alternative method for stabilizing middle-shaft clavicle fractures and its clinical use should be a matter of posterior researches.

Key words: External fixator, transfixiant, displaced fractures, clavicle, stiffness, axial compression load, and displacement.

The strengthening of quadriceps is the base of rehabilitation. It is very important to decrease negative tension forces, avoiding gravity action and hamstrings contraction. For this reason prone exercises are the option for the beginning program and the knee flexion must be passive.

Key Words: Ligament, posterior cruciate, rehabilitation.

Introducción

Se estima que la incidencia de fracturas de clavícula en personas mayores de 13 años de edad es de 29.14 por 100.000 habitantes por año. El promedio de la edad al momento de la

fractura es de 33.6 años disminuyendo la incidencia sobre la séptima década de la vida. La incidencia es más alta en hombres, que en las mujeres 2.6:1. y es más frecuente en el lado

izquierdo que en el derecho 1.28:11 Las actividades deportivas son causa común de fracturas en los jóvenes siendo la práctica del ciclismo la de mayor incidencia. Los accidentes de tránsito son otro factor de riesgo importante, en ellos los conductores de automóvil o pasajeros presentan una incidencia del 26%, 17% en peatones y 17% en motociclistas. La incidencia de lesiones asociadas, como otras fracturas, trauma craneoencefálico, traumas de tórax y trauma abdominal también se reporta en la literatura.

Una clavícula que ha consolidado con deformidad y acortamiento, puede afectar la función de la cintura escapular. Aunque ningún estudio biomecánico tiene específicamente consignado la asociación de acortamiento clavicular con la alteración en la función, nosotros creemos que el dolor, asociado con la mala unión, es el resultado de un estrés biomecánico anormal situado en la cintura escapular por relaciones anatómicas alteradas, Hill² encontró que acortamientos de 20 mm se asocian a un resultado poco satisfactorio encontrando que la mayoría de las fracturas de la serie sanaron, pero el 15% desarrollaron pseudoartrosis. Síntomas definitivos se encontraron en el 29% de esa serie, afectando al 18% de los pacientes con fracturas consolidadas y el 88% con pseudoartrosis. La asociación estadística que se encontró entre un acortamiento final y un resultado no satisfactorio, y el acortamiento inicial y pseudoartrosis probablemente está relacionada con el grado de lesión e interposición de los tejidos blandos. Otras series reportan compromiso neurovascular en un 0.3% y lo atribuyen a una excesiva formación de callo óseo³; pacientes con pseudoartrosis de la clavícula^{4,5,6,7} llegan a presentar hasta un 6% de los casos del síndrome del opérculo torácico.

El porcentaje de consolidación es muy alto y la pseudoartrosis es infrecuente. Sin embargo todas las pseudoartrosis atróficas son sintomáticas y requieren manejo con osteosíntesis. Existe controversia referente al manejo de la pseudoartrosis sintomática de la clavícula⁸⁻¹⁷. Las opciones incluyen la resección del sitio, un injerto intercalar de hueso y fijación intramedular o con placas de DCP, LCDCP o de reconstrucción¹⁸⁻²⁰. Con esta última técnica, el tiempo promedio de la consolidación es de nueve semanas (6 a 12)²¹⁻²⁴. El manejo con estas placas permite el retorno gradual a ejercicios y movilidad del hombro, y al paciente ganar resultados funcionales satisfactorios.

En general, los pacientes manejados con placas, después de haber presentado pseudoartrosis de la clavícula, recuperan

el arco de movimiento del hombro y la amplitud normal del hombro^{4,25-28}. El cuestionario DASH confirma que ningún paciente tiene dificultad con actividades relacionadas con el hombro después del manejo de la pseudoartrosis con placas. Estos procedimientos invasivos tienen riesgos de infección, lesión de estructuras neurosensitivas de la región supraclavicular, necesidad de retirar material de osteosíntesis y resultados cosméticos poco favorables que obligan a buscar alternativas terapéuticas que tengan menor morbilidad pero que a la vez tenga resultados funcionales y estéticos más satisfactorios.

Nos enfrentamos entonces a que acortamientos de 20 mm en fracturas diafisarias de tercio medio de clavícula se asocian a resultados funcionales poco satisfactorios. Para este grupo específico de pacientes, que ameritan de intervención quirúrgica desarrollamos un elemento cuyo diseño permite una fácil aplicación, un mínimo daño de tejidos blandos, un mínimo de instrumentos, y que tiene suficiente estabilidad y comodidad para el paciente, constituyéndose así en una alternativa terapéutica importante a tener en cuenta. Queremos saber si el fijador no transfixiante diseñado, cumple esas características y para ello lo comparamos con la placa de reconstrucción de 3,5mm como método de fijación. Esta alternativa es la que queremos proponer y demostrar con un modelo experimental de fijación externa no transfixiante, que la misma provee una fijación lo suficientemente estable, mínimamente invasiva y definitiva a fracturas de clavícula con cabalgamientos mayores a 20 mm.

Metodología

Estudio experimental controlado de laboratorio realizado sobre cadáveres frescos. Se incluyeron para el estudio 14 clavículas de 7 cadáveres frescos no formolizados para realizar los estudios mecánicos La hipótesis a desarrollar es que el fijador externo no transfixiante es un elemento suficientemente estable para tolerar fuerzas de compresión y tener la suficiente rigidez para mantener una fractura de clavícula

Criterios de exclusión

1. Cadáveres menores de 15 años o mayores de 60 años.
2. Cadáveres formolizados.
3. Fracturas de clavícula previa.
4. Neoplasias en región clavicular.
5. Metástasis óseas conocidas.
6. Enfermedades metabólicas conocidas tipo distrófico, raquitismo u osteomalacia.

Diseño de prueba del fijador no transfixiante

La estabilidad del fijador externo no transfixiante depende de la perfecta adecuación al hueso. La estabilidad de las pinzas individuales depende de las propiedades intrínsecas del implante tales como amplitud de la pinza, materiales y diámetro de los brazos; así mismo, las propiedades del hueso y la técnica de inserción. Las puntas deben insertarse en posición perpendicular a la cortical del hueso. Las pinzas consisten en estructuras de tres puntas con un centro de giro que las conecta y un brazo adicional sobre el cual se monta una barra de conexión. Se utilizan 2 mangos de montaje removibles y dos rótulas ajustables para la barra. (Figura 1)



Fig. .1 Diseño preliminar del fijador no transfixiante

Cada módulo de fijación consta de un tambor central sobre el cual se ancla una punta única y dos postes laterales en los que se asegurarán dos tambores accesorios laterales y que se fijan mediante un mecanismo dentado. El tambor central tiene un tamaño de 10x16x16mm. Las puntas son aseguradas mediante pinzas o alicates externos asimétricos que permiten el anclaje al hueso. El ángulo con el que sale la punta del tambor central es de 60° y gira en su recorrido 30° y 75° para permitir el anclaje al hueso. Del tambor central sale el mecanismo de barra que se asegurara a la pinza que fija el segundo fragmento óseo. Esta barra también se encuentra asegurada a un elemento dentado que permite 360° de giro permite orientarlo en la dirección deseada. La altura del fijador es de 4 cm y la angulación de las puntas de la pinza es de 60° con giros de 30° y 75° en su trayecto. Una vez anclado el fijador existe un ángulo entre las pinzas anteriores y la punta posterior de 36°.

Huesos

Se utilizaron clavículas humanas adultas en pares para realizar las pruebas biomecánicas con el fijador externo no transfixiante, ya que siendo de un mismo cadáver fresco, se presume son de la misma densidad ósea y así se evitan sesgos en los resultados de rigidez si estos llegasen a depender de densidades óseas disímiles.

Procedimiento

Para determinar las fuerzas de compresión axial en clavículas estabilizadas mediante un fijador no transfixiante de puntas y placas de reconstrucción de 3,5mm se realizó un estudio experimental doble ciego autocontrolado en especímenes cadavéricos humanos. Se tomaron 14 clavículas de cadáveres frescos, tiempo postmortem menor a 12 horas, y preservados por 35 días congelados a -20°C, sin utilización de formaldehído, para evitar la alteración de las propiedades biomecánicas óseas²⁹ cumpliendo con las normas científicas, técnicas y administrativas para la investigación en salud, resolución número 008430 de 1993 del ministerio de salud, capítulo VI que legisla la investigación en órganos, tejidos y sus derivados, productos y cadáveres humanos

Se realizó un corte oblicuo de 2 cm. mediante sierra neumática (Biomet ®Warsaw-Indiana) a cada par de clavículas y se les fijo con una placa de reconstrucción condílea de 3,5 mm o un fijador de puntas no transfixiante (Figura. 2)

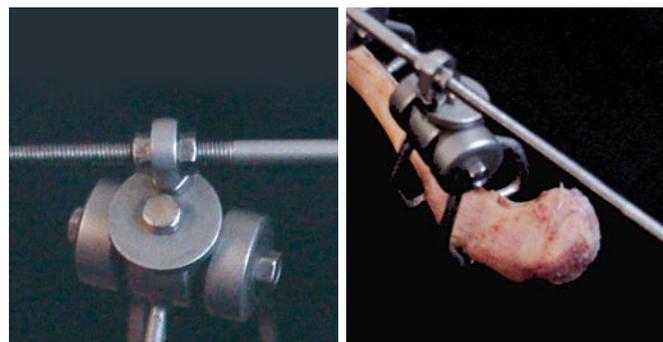


Fig. 2a-b-c. Prototipo fijando fractura de tercio medio de clavícula

Todos los especímenes fueron fijados a probetas cilíndricas hechas en acrílico isotérmico autopolimerizante en cada extremo de las clavículas, Todas las clavículas fueron sometidas a las mismas fuerzas deformantes al ser montadas sobre la

máquina Instron.5500 perteneciente al CITEC (Centro de investigaciones tecnológicas Universidad de los Andes) que genera fuerzas entre 0 y 100KN. (Figura. 3)



Fig. 3a-b-c. Probetas montadas en máquina Instron 5500

Las clavículas fijadas a las probetas de acrílico tanto proximal como distalmente permitían que la transmisión de la fuerza se realizara sobre un eje longitudinal. Las pruebas se realizaron a temperatura ambiental controlada de 23°C y 50% humedad en los laboratorios del CITEC. El registro de fuerzas y gráficas de las curvas de stress y deformidad fueron grabados por el software de la máquina Instron 5500. Todas las clavículas se sometieron a una precarga de 10N para permitir el contacto completo de cada probeta y desde ese punto iniciar el análisis.

Resultados

El análisis estadístico se realizó en Stata 8.0 y Excel. Se utilizó una prueba de Wilcoxon para una distribución no paramétrica en la que se comparan muestras independientes. Cuando se analizaron los resultados finales se encontró que las fuerzas de compresión axial toleradas para las clavículas que fueron manejadas con fijador no transfixiante variaron entre 0,278KN y 1,378KN, con una mediana, 1 KN, media de 0,942 KN y desviación Standard 0,397; a su vez para las clavículas manejadas con placa de reconstrucción de 3,5mm. Los valores oscilaron entre 0,529KN y 1,824 KN con una

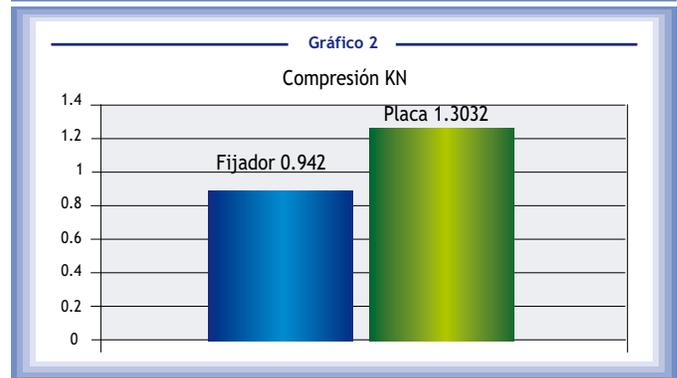
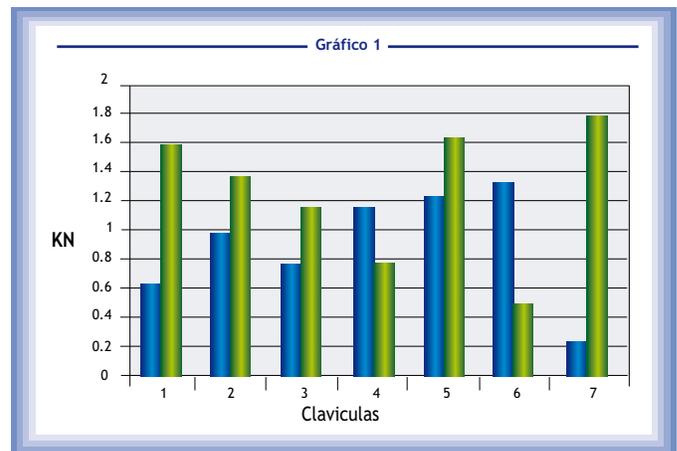
mediana de 1,419KN, media de 1,3032KN y desviación Standard de 0,4797KN. (Tabla 1 y Gráfica 1 y 2)

Tabla 1

Compresión axial comparando clavículas con fijador no transfixiante y con placas de reconstrucción de 3.5mm

FIJACIÓN	MEDIA	MEDIANA	DESV	MIN	MAX
Fijador	92 N	1000 N	397 N	278 N	1378 N
Placa	1303.2 N	1419 N	479.7 N	529 N	1824 N

Tabla 1. Compresión axial comparando clavículas con fijador no transfixiante y con placas de reconstrucción de 3,5mm



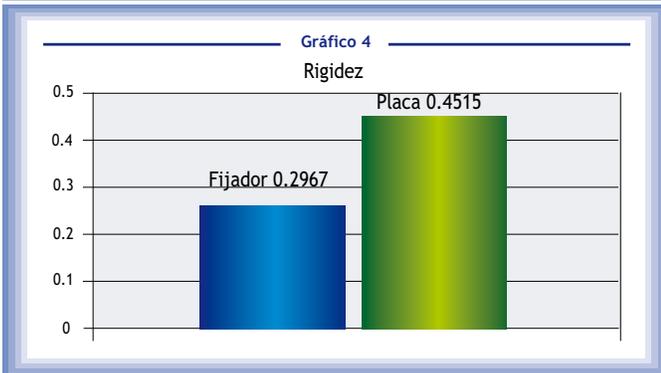
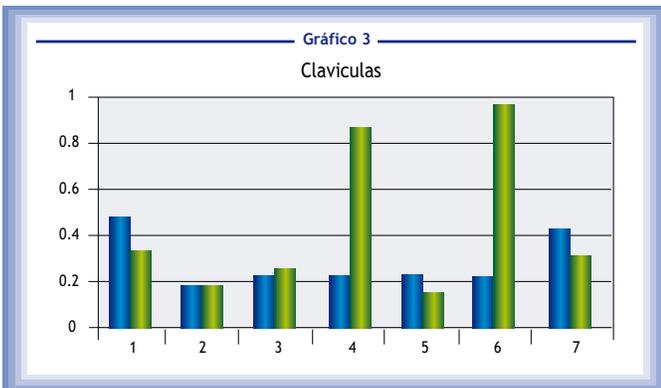
Gráfica 1 y 2. Compresión axial comparando clavículas con fijador no transfixiante y con placas de reconstrucción de 3,5mm

Para las clavículas que fueron manejadas con fijador no transfixiante los valores de rigidez variaron entre 0.19105 y 0.4976, con una mediana, de 0,2386, media de 0.2967 y desviación Standard de 0.11827; a su vez para las clavículas manejadas con placa de reconstrucción de 3,5 mm. Los valores oscilaron entre 0.164 y 0.98 con una mediana de 0,34, media de 0.4515 y desviación Standard de 0.33 (Gráficas, 3- 4 y Tabla 2)

Tabla 2
Rigidez comparando clavículas con fijador transfixiante y con placas de reconstrucción de 3,5mm

FIJACIÓN	MEDIA	MEDIANA	DESV	MIN	MAX
Fijador	0.2967	0.2967	0.2386	0.19105	0.4976
Placa	0.4515	0.4515	0.34	0.164	0.98

Tabla 2. Rigidez comparando clavículas con fijador no transfixiante y con placas de reconstrucción de 3,5mm



Gráfica 3 y 4. Rigidez comparando clavículas con fijador no transfixiante y con placas de reconstrucción de 3,5mm

Se utilizó la prueba de Wilcoxon para comparar las medianas de KN de acuerdo a la fijación. Se trata de una prueba estadística no paramétrica para evaluar si existe diferencia en la carga máxima. Se observa que la placa tiene tendencia a resistencias máximas mayores, $p=0.1102$, no hay diferencia estadísticamente significativa, lo cual no quiere decir que sean equivalentes. De igual forma se utilizó Wilcoxon para comparar las medianas de rigidez de acuerdo a la fijación. Se observa que la placa tiende a mostrar menor rigidez, $p=0.5653$ no hay diferencia estadísticamente significativa lo cual no quiere decir que sean equivalentes. Dado que el valor de resistencia de la mayoría de fracturas a compresión axial es de 400N/mm se evaluó el desplazamiento a 400 N para cada método de fija-

ción. El desplazamiento a 400 N del tutor tiene un rango de 1.0834 a 5.0102 mm, la mediana fue de 2.66 mm, media de 2.7859 y desviación Standard de 1.266; para la placa la variación fue de 0.4714 a 2.4591, mediana de 1.4, media de 1,5932 y desviación Standard de 0.7431. (Gráfica 5 y Tabla 3)

Se utilizó Wilcoxon para comparar las medianas de desplazamientos por 400N de acuerdo a la fijación: $varianza = 49$ $z = 2p = 0.0455$.

Tabla 3
Desplazamiento a 400N comparando medias de clavícula con fijador no transfixiante y con placas de reconstrucción de 3.5mm

FIJACIÓN	MEDIA	MEDIANA	DESV	MIN	MAX
Fijador	2.785mm	2.664mm	1.266mm	1.0834mm	5.0102mm
Placa	1.593mm	1.402mm	0.742mm	0.4714mm	2.4591mm

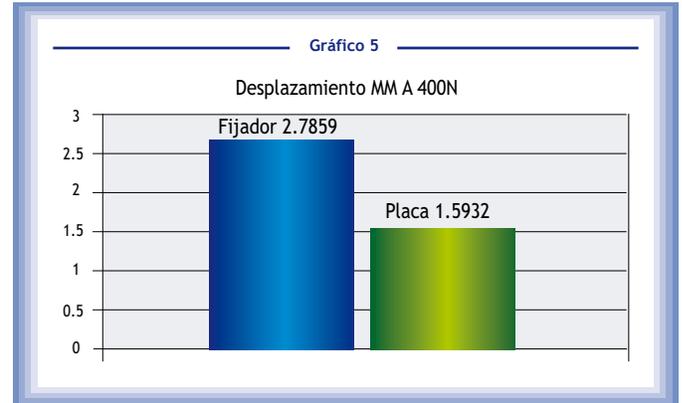


Tabla 3 y Gráfica 5. Desplazamiento a 400N comparando medias de clavículas con fijador no transfixiante y con placas de reconstrucción de 3,5mm

El desplazamiento parece mayor en el tutor, $p=0.0455$ lo cual es estadísticamente significativo, sin embargo, la magnitud podría no ser relevante a nivel clínico por ser menor a 1 mm. Durante las pruebas de compresión se evidenció que las clavículas 1 izquierda (fijada con placa) y 4 derecha (estabilizada con fijador), fallaron en el epóxido. Las demás clavículas disminuyeron carga como se evidencia en las gráficas sin mostrarse macroscópicamente ningún tipo de fractura. De igual forma, a pesar de que en todas las clavículas la osteotomía fue oblicua, gran parte de la estabilización esta provista por el hueso; es así como en la clavícula derecha que presentó desplazamientos mayores, los mismos se dieron hasta encontrar un contacto completo de la fractura, en ese momento la probeta alcanzó una rigidez similar a las otras clavículas estabilizadas con fijador y una compresión axial tolerable de 1.29KN. La clavícula derecha estabilizada también con fijador, falló en forma tem-

prana a nivel del fijador, evidenciándose desplazamiento del foco fracturario y constituyéndose en la única clavícula que no logró estabilizarse a cargas mayores de 400N.

Discusión

Los procedimientos abiertos, con riesgos de infección, con riesgo de lesión de estructuras neurosensitivas de la región supraclavicular, necesidad de retirar el material de osteosíntesis y resultado cosmético poco favorable obligan a buscar alternativas terapéuticas que tengan menor morbilidad pero que a la vez tengan resultados funcionales y estéticos más satisfactorios. Esta alternativa es la que queremos proponer y alcanzar con un modelo experimental de fijación externa no transfixiante, que dé una fijación lo suficientemente estable, mínimamente invasiva y definitiva a fracturas de clavícula con cabalgamientos mayores a 20 mm. Los fijadores externos se pueden utilizar como métodos de estabilización de fracturas ya sea en forma temporal o definitiva³⁰⁻³³

El problema de los fijadores externos es la infección del trayecto de los clavos y el aflojamiento secundario. Otro de los problemas asociados son las perforaciones en el hueso constituyéndose en sitios de debilidad ósea y necrosis ósea debido al calor³³⁻³⁵. El fijador externo no transfixiante entonces surge como una alternativa de fácil uso para el manejo de fracturas de clavícula desplazadas más de 20mm para proveer una estabilización lo suficientemente rígida, mínimamente invasiva y estable. Con estos hallazgos, a pesar de lo pequeño de la muestra, el fijador externo no transfixiante constituye en una alternativa de tratamiento de fracturas de clavícula en su tercio medio y cabalgadas más de 20mm. Sin embargo, se debe estudiar su aplicabilidad clínica y el comportamiento del mismo en pacientes.

Conclusiones

1. Se diseñó un fijador externo no transfixiante para fracturas de tercio medio de clavícula cuya resistencia a compresión axial, probándose en clavículas de cadáveres frescos, es de 1000N y una rigidez de 0.2386 mm/N.
2. Se observa que la placa tiene tendencia a resistencias máximas mayores, $p=0.1102$, no hay diferencia estadísticamente significativa.
3. Se observa que la placa tiene tendencia menor rigidez, $p=0.5653$ no hay diferencia estadísticamente significativa.
4. El desplazamiento parece mayor en el tutor, $p=0.0455$ estadísticamente significativo, sin embargo, la magnitud podría no ser relevante a nivel clínico.

5. El fijador externo no transfixiante puede constituir una alternativa de manejo en fracturas de tercio medio de clavícula. Su aplicación clínica deberá ser objeto de estudio posterior.

Agradecimientos

Al Dr. Klaus Mieth por su asesoría epidemiológica. Al Ingeniero Jefferson Infante por su colaboración en el diseño. A ORTOMAC Ltda., por su apoyo en el diseño de este fijador

Bibliografía

1. Robinson C.M. Fractures of the Clavicle in the adult: Epidemiology and Classification. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. Vol 80B, No 3, Pag 476-484, 1998
2. James M. Hill. Michael H Mcguire. Lynn A. Crosby. Closed Treatment of displaced middle-third fractures of the clavicle gives poor results. *JBJS*. Vol 79-B No. 4 July 1997.
3. Della Santa, D., Narakas, A., Bonnard, C.: Late Lesions of the Brachial Plexus After Fracture of the Clavicle. *Ann. Hand Surg.*, 10:531-540, 1991
4. Bargar, W.L., Marcus, R.E., Ittleman, F.P.: Late Thoracic Outlet Syndrome Secondary to Pseudoarthrosis of the Clavicle. *J. Trauma*, 24:857-859, 1984.
5. Bartosh, R.A., Dugdale, T.W., Nielsen, R.: Isolated Musculocutaneous Nerve Injury Complicating Closed Fracture of the Clavicle. A Case Report. *Am. J. Sports Med.*, 20:356-359, 1992.
6. Ebraheim, N.A., An, H.S., Jackson, W.T., et al.: Scapulothoracic Dissociation. *J. Bone Joint Surg.*, 70:428-432, 1988.
7. O. Barbier. J. Malghem, O. Delaere. B. Vande Berg, J.J. Rombouts. . Injury to brachial Plexus by a fragment of Bone After fracture of the clavicle. *JBJS*. Vol 79-B, No. 4, July 1997.
8. Boyer M.I., Axelrod T.S.: Atrophic Nonunion of the Clavicle: Treatment by Compression Plate, Lag-Screw Fixation and Bone Graft. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. Vol 79-B, No. 2, Pag 301-303, 1997.
9. Cahill, B.R.: Osteolysis of the Distal Part of the Clavicle in Male Athletes. *J. Bone Joint Surg.*, 64A:1053-1058, 1982.
10. Campbell's operative orthopaedics, 8th Ed. 1992. Pag 931-935, 1196-1197, 1251-1252.
11. Capicotto, P.N., Heiple, K.G., Wilbur, J.H.: Midshaft Clavicle Nonunions Treated With Intramedullary Steinmann Pin Fixation and Onlay Bone Graft. *J. Orthop. Trauma*, 8:88-93, 1994.
12. C.M. Robinson. Fractures of the clavicle in the Adult. *JBJS*. Vol 80-B No, 3 May 1998.

13. M.I Boyer, Terry S. Axelrod. Atrophic nonunion of the clavicles, JBJS Vol 79-B, No. 2 March 1997
14. N. Shaun Simpson, MB, FRCS (Edin) Orth, and Jesse B. Jupiter, MD. Clavicular Nonunion and malunion: evaluation and Surgical Management. Journal of the American academy of Orthopaedic Surgeons. Vol 4, No 1, January/February 1996
15. Post, M.: Current Concepts in the Treatment of Fractures of the Clavicle. Clinical Orthopaedics and Related Research., 245:Pag 89-100, 1989.
16. Rockwood, C.A., Jr., Matsen, F.A., III (eds.): The Shoulder. Philadelphia, W.B. Saunders, 1990.
17. Tsou, P.N.: Percutaneous Cannulated Screw Coracoclavicular Fixation for Acute Acromioclavicular Dislocations. Clin. Orthop., 243:112-121, 1989.
18. Craig, E.V.: Fractures of the Clavicle. In Rockwood, C.A. Jr., and Matsen, F.A., III (eds.): The Shoulder, pp. 367-412. Philadelphia, W.B. Saunders, 1990.
19. DePalma, A.: Surgery of the Shoulder, 3rd ed., pp. 348-362. Philadelphia, J.B. Lippincott, 1983.
20. Freeland, A.: Unstable Adult Midclavicular Fracture. Orthopedics, 13:1279-1281, 1990.
21. Dolin, M.: The Operative Treatment of Midshaft Clavicular Nonunions. (Letter) J. Bone Joint Surg., 68A:634, 1986.
22. Laursen M.B., Døssing K.V.: Clavicular Nonunions Treated with Compression Plate Fixation and Cancellous Bone Grafting: The Functional Outcome. J Shoulder Elbow Surg. Vol 8 No 5, Pag 410-413 1999.
23. Wilkins, R.M., and Johnston, R.M.: Ununited Fractures of the Clavicle. J. Bone Joint Surg., 65A:773-778, 1983.
24. Zenni, E.J., Jr., Krieg, J.K., Rosen, M.J.: Open Reduction and Internal Fixation of Clavicular Fractures. J. Bone Joint Surg., 63A:147-151, 1981.
25. Adolfsson L., Lysholm J., Nettelblad H.: Adverse Effects of Extensive Clavicular Resections and a Suggested Method of Reconstruction. J Shoulder Elbow Surg., Vol 8 No 4, Pag 361-364 July/August 1999
26. Boehme, D., Curtis, R.J., DeHaan, J.T., Kay, S.P., Young, D.C., Rockwood, C.A., Jr.: Non-union of Fractures of the Mid-Shaft of the Clavicle. Treatment With a Modified Hagie Intramedullary Pin and Autogenous Bone-Grafting. J. Bone Joint Surg., 73A:1219-1226, 1991.
27. Copeland, S.M.: Total Resection of the Clavicle. Am. J. Surg., 72:280-281, 1946
28. Dust, W.N., and Lenczner, A.M.: Stress Fracture of the Clavicle Leading to Nonunion Secondary to Coracoclavicular Reconstruction With Dacron. Am. J. Sports Med., 17:128-129, 1989.
29. Turner C:H, Burr, D.B. Basic Biomechanical measurements of bone :A tutorial. Bone 1993 14: 595-608
30. Behrens Fred.: General Theory and Principles of External Fixation. Clinical Orthopaedics and Related Research., 241:Pag 15-23, 1989
31. Behrens F., Wesley J.: Unilateral External Fixation: Methods to Increase and Reduce Frame Stiffness. Clinical Orthopaedics and Related Research., 241:Pag 48-56, 1989
32. Goodship, A.E., Watkins, P.E., Rigby, H.S.: The Role of Fixator Frame Stiffness in the Control of Fracture Healing. An Experimental Study. J. Biomechanics, Vol 26, No. 9, Pag 1027-1035, 1993.
33. Chaithavant Ngarmukos, Vanai Parkpian, Adisorn Patradul. Fixation of fractures of Midshaft of the clavicle With Kirschner wires. JBJS Vol 80-B No. 1 January 1998.
34. Chan K.Y., Jupiter J.B., Leffert R.D. Clavicle Malunion. J Shoulder Elbow Surg Vol 8 No. 4 Pag 287-290 July/August 1999.
35. Dameron, T.B., Jr.: External Fixation of the Clavicle for Fracture or Nonunion in Adults. (Letter) J. Bone Joint Surg., 71A:1272, 1989.