

Luis M. Mateus S.
Fabio A. Rojas M.
Gustavo A. Molina U.
José Navas S.

FABRICACION DE TORNILLOS EN CORTICAL DE TIBIA. DISEÑO PARA UNA APLICACIÓN EN FIJACION DE FRACTURAS DE MANO

Resumen

El tornillo es el implante más frecuentemente utilizado en ortopedia, y su función esta encaminada a mantener unidos los fragmentos fracturados hasta la consolidación. Mecánicamente, un tornillo convierte las fuerzas de torsión en compresión axial. Cada una de sus partes: cabeza, espigo, rosca y punta tienen, en mayor ó menor grado, una implicación sobre su función.

Últimamente se han venido utilizando diferentes materiales biodegradables para tratar fracturas y en variadas formas: barras, tornillos, placas, etc., obteniéndose resultados satisfactorios, aunque presentan algunas complicaciones tales como secreciones no purulentas y dificultades tanto de adquisición por costos, como de manejo de los implantes mismos.

Por otro lado, la preservación en congelación de aloinjertos de cortical en un banco de huesos, demuestra que estos conservan sus propiedades para resistir las fuerzas de compresión, torsión y doblamiento.

Con estos elementos, se diseñó un tornillo de 2.0 mm cuya materia prima es el injerto de cortical de tibia de banco de hueso, el cual es tallado dándole características geométricas que buscan optimizar su función. Se realizaron pruebas estimativas de su comportamiento mecánico, con lo cual se busca utilizarlos, inicialmente, en el manejo de algunas fracturas de falanges y metacarpianos.

- Luis M. Mateus S. IM, MSc, Profesor Departamento Ingeniería Mecánica
- Fabio A. Rojas M. IM, MSc, Profesor Departamento Ingeniería Mecánica
- Gustavo A. Molina U. M.D.
- José Navas S. M.D.

INTRODUCCIÓN

En los últimos años son muchos los ensayos que se han realizado buscando utilizar tornillos, clavos ó placas de materiales biodegradables, tales como polímeros del tipo del ácido poliglicólico, ácido poliláctico, copolímeros, carbono, etc., para el manejo de fracturas. Gracias a las ventajas que estos materiales ofrecen, tales como evitar un segundo acto quirúrgico y la disminución del periodo de incapacidad comparado con el que requieren los pacientes después del retiro del material metálico, se han reportado resultados satisfactorios, con un bajo porcentaje de complicaciones como reoperación (1.2%), infección de las heridas (1.7%), y la presencia de un drenaje seroso, tardío, no inflamatorio (7.9%). Por otro lado, los costos y las dificultades de adquisición y de manejo, hacen que no sean una fácil alternativa en la actualidad, para nuestro medio.

Con la creación de los Bancos de Huesos se ha podido incrementar el uso de los aloinjertos como coadyudantes en el manejo de ciertas fracturas, en casos de grandes defectos óseos y en los de revisión de prótesis con destrucción ósea. Además, en los estudios biomecánicos de los aloinjertos, reportados en la literatura mundial, se ha observado como sus propiedades no se alteran, principalmente la resistencia a las

fuerzas de torsión y al doblamiento.

Por tales motivos, se justifica probar biomecánicamente un tornillo diseñado con similares especificaciones a los que actualmente se utilizan en la práctica ortopédica de aleaciones metálicas, pero fabricados sobre aloinjertos de cortical preservados en congelación y comprobar en el laboratorio si conservan sus propiedades y posteriormente, estudiar su comportamiento en la estabilización de ciertas fracturas.

EL DISEÑO DEL TORNILLO

Uno de los factores que más influye en el diseño de los tornillos que están siendo utilizados actualmente en ortopedia es el tipo de rosca. Se han utilizado una gran variedad de diseños de tornillos que van desde los de rosca «golosa» como los utilizados en carpintería, hasta los diseñados por la AO (Asociación Internacional para el estudio de la Osteosíntesis) con cambios importantes en su diseño, principalmente en el tipo de rosca que es asimétrica. Aunque son muchos los diseños que se podrían realizar, son específicamente dos los que se han usado para los tornillos de aplicación ortopédica: La rosca de tipo «simétrica», «auto-tarrajable», ó en «V» y la de tipo «asimétrica», «No auto-tarrajable», ó «Apoyo». El núcleo del área tarrajada del

material en el cual se introduce el tornillo, es un factor determinante en el poder de agarre del tornillo ya que cuando está sujeto a fuerzas de tracción, las puntas de la rosca están sujetas a enormes fuerzas de corte ó cizallamiento. El éxito en el diseño de un tornillo esta en relación directa con su poder de agarre, que a su vez esta relacionado con la concentración de fuerzas, que depende de los diámetros interno del núcleo, externo de la rosca, el paso de rosca y la longitud de la rosca insertada. Por tanto, la resistencia a la tracción depende del área del tornillo que esté en contacto con la rosca ó núcleo del área tarrajada.

Cuando un tornillo es usado para la fijación interna de una fractura, la estabilización inicial de la misma depende del poder de agarre del tornillo en el hueso. Estas fuerzas son los factores más importantes y sin embargo, frecuentemente no esta bajo control del cirujano. El hueso varia en forma importante tanto de densidad como de orientación de sus trabéculas de un paciente a otro e incluso, de un área a otra en el mismo hueso.

La ASTM (American Society for Testing and Materials) provee una ecuación para calcular el factor de forma de la rosca TSF, el cual describe el efecto que produce la geometría de la rosca. Conceptualmente, esto significa que el factor de forma de la rosca, y el poder de agarre del tornillo, se incrementa al aumentar la profundidad de la rosca y al disminuir el paso.

Teóricamente, al diseñar un tornillo, si se conoce el diámetro interno ó núcleo y el externo ó de rosca, el paso ideal se puede calcular (asumiendo TSF = 1), como:

$$TSF = (0.5 + 0.57735 d / p) = 1$$

en donde

d: Profundidad de la rosca (mm)

p: Paso de rosca (mm)

Así, $p = 1.1547d$ o sea, el paso de

rosca ideal es aproximadamente 1.15 veces la profundidad de la rosca.

Al incrementar la profundidad de la rosca se incrementa el poder de agarre del tornillo, y se debería aumentar el tamaño del mismo, lo que conlleva a un orificio mayor en el hueso. Al disminuir el diámetro interno del tornillo podría incrementar el poder de agarre especialmente en huesos esponjosos de baja densidad, pero esto a su vez también debilitaría el tornillo. Para los tornillos usados en la fijación ósea hoy en día, los pasos de rosca parecen ser mayores de lo ideal teniendo unos TSF entre 0.70 a 0.87. Disminuyendo el paso de rosca en algunos de los tornillos comerciales podría mejorarse su poder de agarre.

PROCESO DE FABRICACION

Para el proceso de manufactura de los tornillos de hueso se utilizó un torno de control numérico COMPAC-5, el cual permite una buena precisión y, debido al carácter repetitivo del proceso, almacenar un programa en la memoria y ejecutarlo el número de veces que sea necesario. Sus características son: potencia nominal de 500 W, rango de velocidades de 200 a 4000 r.p.m.

Para el torneado se utilizó como herramienta una punta de carburo de tungsteno, corte lateral derecho y para el roscado un buril de acero rápido con el perfil de la rosca. Las condiciones de corte se establecieron con numerosas pruebas, trabajando directamente sobre el material y tratando de obtener buenos acabados. Finalmente estas fueron:

Velocidad de rotación: 1200 r.p.m.
Profundidad de corte: 0.05 mm por pasada en desbaste
0.01 mm por pasada en roscado
Velocidad de avance: 20 mm/min.

RESULTADOS

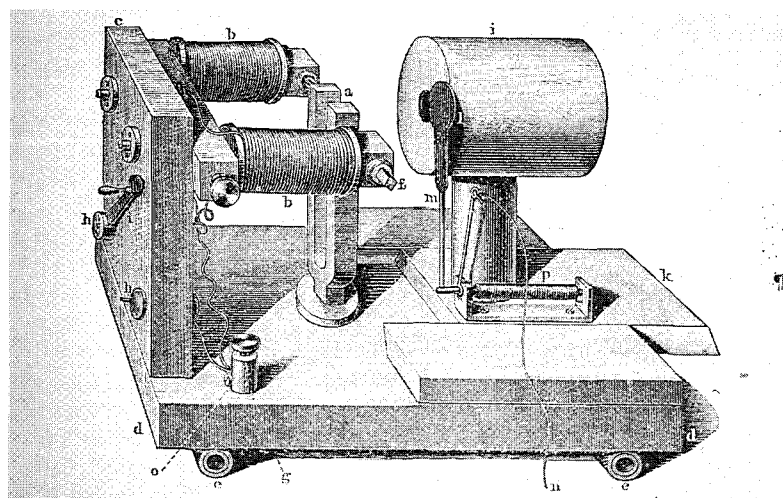
1. Fabricación de los tornillos.

El proceso de manufactura de la geometría del tornillo se elabora en cuatro etapas:

En la *primera*, se elabora con el cabezal fresador una cabeza hexagonal para el tornillo, con una longitud de 12 milímetros y una distancia entre caras de 4 milímetros.

En la *segunda* etapa se tornea el perfil del tornillo en el torno de control numérico.

El *tercer* paso es tornear la rosca; debido a las características del



material es indispensable en esa etapa la utilización de lubricación. En este proceso se utilizó agua pura, que además de lubricar hidrata el material y lo hace fácilmente maquinable.

En la etapa final se pule con lija muy fina la punta del tornillo para darle una pequeña conicidad y posteriormente se corta la cabeza hexagonal a la longitud requerida. El control de la calidad de las roscas se hace durante todo el proceso utilizando lupas de gran aumento para garantizar la exacta terminación del perfil de estas. Ver Figura 1.

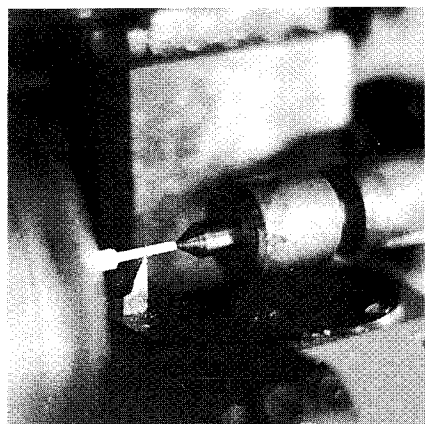
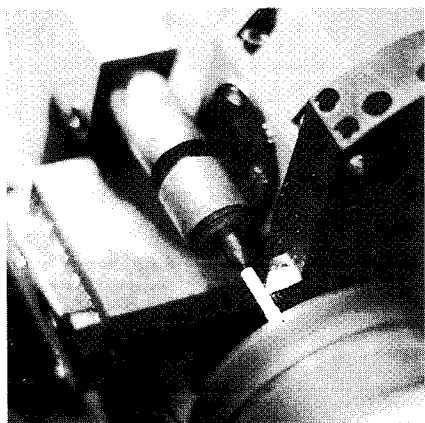


Figura 1. Maquinado de los tornillos

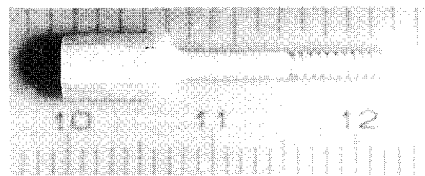


Figura 2. Diseño final del tornillo

Los parámetros geométricos finalmente obtenidos fueron los siguientes:
 Cabeza hexagonal de 4.0 mm entre caras. Unión cabeza-espigo con conicidad de 45° y longitud de 0.3 mm.
 Espigo con longitud de 16 mm, divididos en dos grupos: Unos con rosca completa y otros con medio espigo liso y medio roscado.
 Rosca: Diámetro interno de 1.3 mm, diámetro externo de 2.0 mm, rosca asimétrica con paso de 0.6 mm, TSF de 0.837. Ver Figura 2.

2. Pruebas mecánicas sobre tornillos de hueso.

Se realizaron 4 tipos de pruebas: tensión, corte, pandeo y rasgado

de la rosca. Se construyó un dispositivo especial para sujetar los tornillos, montarlos en la Máquina Universal y aplicar la carga.

A.- Prueba de Tensión.

En este caso, con el dispositivo especial se rosca el tornillo en una mitad del dispositivo y se sujeta la cabeza en la otra mitad. Se somete a tracción el conjunto hasta la ruptura del tornillo. En ningún caso el tornillo falló por rasgado de la rosca (tornillo de hueso/tuerca metálica). La falla siempre ocurrió en el núcleo de la rosca en la transición entre espigo sin rosca y parte roscada. Se probaron 8 tornillos con diferentes longitudes roscadas. La Tabla 1 resume los resultados.

TABLA N° 1. RESUMEN RESULTADOS TRACCIÓN

Tipo Roscado	Carga Máxima		Esfuerzo Máximo	
	Promedio [kg]	Desviación [kg]	Promedio [MPa]	Desviación [MPa]
MR	9.89	2.07	63.02	13.20
RC	10.93	4.59	69.63	29.25
Grupo Total	10.41	3.34	66.32	21.30

* MR = Tornillo con medio espigo roscado (8 mm).
 RC = Tornillo con el espigo totalmente roscado (16 mm).
 Basado en un diámetro núcleo de 1.4 mm. Área núcleo = 1.5394 (10⁻⁶) m².

B.- Prueba de Corte.

Con ayuda del dispositivo especial se someten a cizalla distintas zonas del tornillo. La prueba se lleva hasta la ruptura y se detecta la carga máxima de corte. Se probaron 10 tornillos (o zonas de tornillo) bajo la misma condición de corte. Promediando los resultados por grupos se encuentra lo siguiente, Tabla No. 2.

	Carga Máxima		Esfuerzo Máximo	
	Promedio [kg]	Desviación [kg]	Promedio [MPa]	Desviación [MPa]
SE	16.22	1.76	50.64	5.50
SR	10.59	2.22	67.47	14.15
ER	34.65	3.15	72.62	6.60
Grupo total	19.5	10.95	63.97	13.14

* SE = Sólo la zona no roscada a corte (2.5 mm diámetro).
 SR = Sólo la zona roscada a corte (1.4 mm diámetro).
 ER = Simultáneamente zona roscada y no roscada al corte (diámetros 1.4 mm rosca, 2.0 mm no rosca).

C.- Prueba de Pandeo

En este caso con ayuda del dispositivo de sujeción se someten los tornillos a una carga de compresión axial. Como el tornillo es muy esbelto, se pandea en la prueba y falla a la flexión. Se toma la carga máxima de la prueba. Se probaron 3 tornillos, con diferentes longitudes de rosca. En la tabla No. 3 se presentan los resultados. Por el momento, para el cálculo del promedio y desviación no se hace diferencia entre los largos de rosca debido a la muestra tan pequeña

TABLA N° 3. RESULTADOS PRUEBA DE PANDEO

Tornillo No.	Tipo Roscado*	Carga Máxima [kg]
1C	MR	11.34
2C	RC	9.98
3C	RC	4.54

* MR = Tornillo con medio espigo roscado (8 mm).
RC = Tornillo con el espigo totalmente roscado (16 mm).

Promedio carga máxima: 8.62 kg
Desviación carga máxima: 3.60 kg

D.- Pruebas de rasgado de la rosca.

En este caso se fabricó una tuerca en hueso con ayuda del macho estándar. Se acoplan Tornillo de hueso-Rosca de Hueso y se somete el conjunto a tensión. Se observa si la falla ocurre por rasgado de la rosca del tornillo o de la tuerca o por ruptura del núcleo del tornillo.

Se sometieron 3 conjuntos a la prueba y en ningún caso hubo rasgadura de los filetes de las roscas. La falla siempre ocurrió por ruptura del núcleo del tornillo. Así, la prueba se asemeja al ensayo de tracción descrito anteriormente. En todos los casos, el tornillo se introdujo en su tuerca hasta 3 filetes.

$E = 16544.48 \text{ MPa}$
Límite de resistencia a la tracción
 $S_y = 142.27 \text{ MPa}$
Límite de resistencia al corte:
 $SS_y = 50.64 \text{ MPa}$
Área del núcleo de la rosca:
 $A_t = 1.539 (10^{-6}) \text{ m}^2$ (1.4 mm diámetro).

A. Torque Máximo de Apriete.

Supóngase que se aloja el tornillo para unir una fractura. Un estimativo del Torque Máximo que soporta el tornillo antes de romperse en el proceso de apriete, se puede expresar como:

$$M_{t_{\max}} = 3.1416 \cdot d^3 \cdot S_{s_y} \quad (1)$$

donde: $M_{t_{\max}}$ = Torque máximo de apriete (N. m)

d = diámetro de la sección que resiste la carga, 1.4 mm.



Entonces, $M_{t_{\max}} = 0.027 \text{ N. m.}$
Se realizaron mediciones experimentales de éste parámetro con 3 muestras y se obtuvo un promedio en MT max de 0.036 N. m con desviación de 0.011 N. m.

B. Carga Máxima Axial de Apriete.

Al apretar el tornillo, se produce una carga de compresión entre las partes que este une. Esta carga es igual a la tensión que tiene que soportar el tornillo. Esta carga se denomina precarga de apriete y es estimable por la relación

$$F_{t_{\max}} = M_{t_{\max}} \quad (2)$$

$$Kd$$

donde $F_{t_{\max}}$ = Precarga de apriete máxima (N)

K = Factor de carga

K depende de la fricción tornillo-tuerca, el material y la geometría de la rosca. Dado que al momento de producir este reporte no se conoce con precisión los factores de fricción en el hueso humano K , se propone para motivos de estimación, asumir el valor de K más desfavorable entre los conocidos para materiales metálicos y roscas estándar de ingeniería. En este caso, $K = 0.3$. Así, en la ecuación (2) se obtiene, $F_{t_{\max}} = 64.96 \text{ N}$ (6.49 Kg). Esta es la

3. Estimación de las propiedades del tornillo.

Debido a que el material no presenta fluencia apreciable, los parámetros utilizados son los obtenidos como límites elásticos en las pruebas hechas en el Laboratorio o los reportados en las referencias bibliográficas.

Para el este material se tiene entonces:

Módulo de elasticidad a la tracción

precarga máxima de apriete que se le puede dar al tornillo al momento de alojarlo en la fractura.

Se deben hacer muchos más estudios experimentales sobre lotes de tornillos a fin de estimar con buena precisión los parámetros calculados anteriormente, dado que estos sólo proveen los órdenes de magnitud esperados para el comportamiento mecánico de los tornillos alojados en una fractura.

Se puede concluir que el cálculo teórico de la ecuación (1) propone un torque máximo de apriete de 0.027 N m antes de fallar el tornillo. En estas circunstancias un cirujano

mismo ocurre para el dato propuesto en el modelo de la ecuación (2): cuando se aprieta el tornillo a 0.027 N m este queda expuesto a una tensión de 64.69 N; las mediciones experimentales reportadas en la Tabla No. 1 presentan un dato de resistencia a la tracción de 98.9 N para el peor de los casos. Nuevamente es un dato conservador con una diferencia relativa entre datos del orden de 34%.

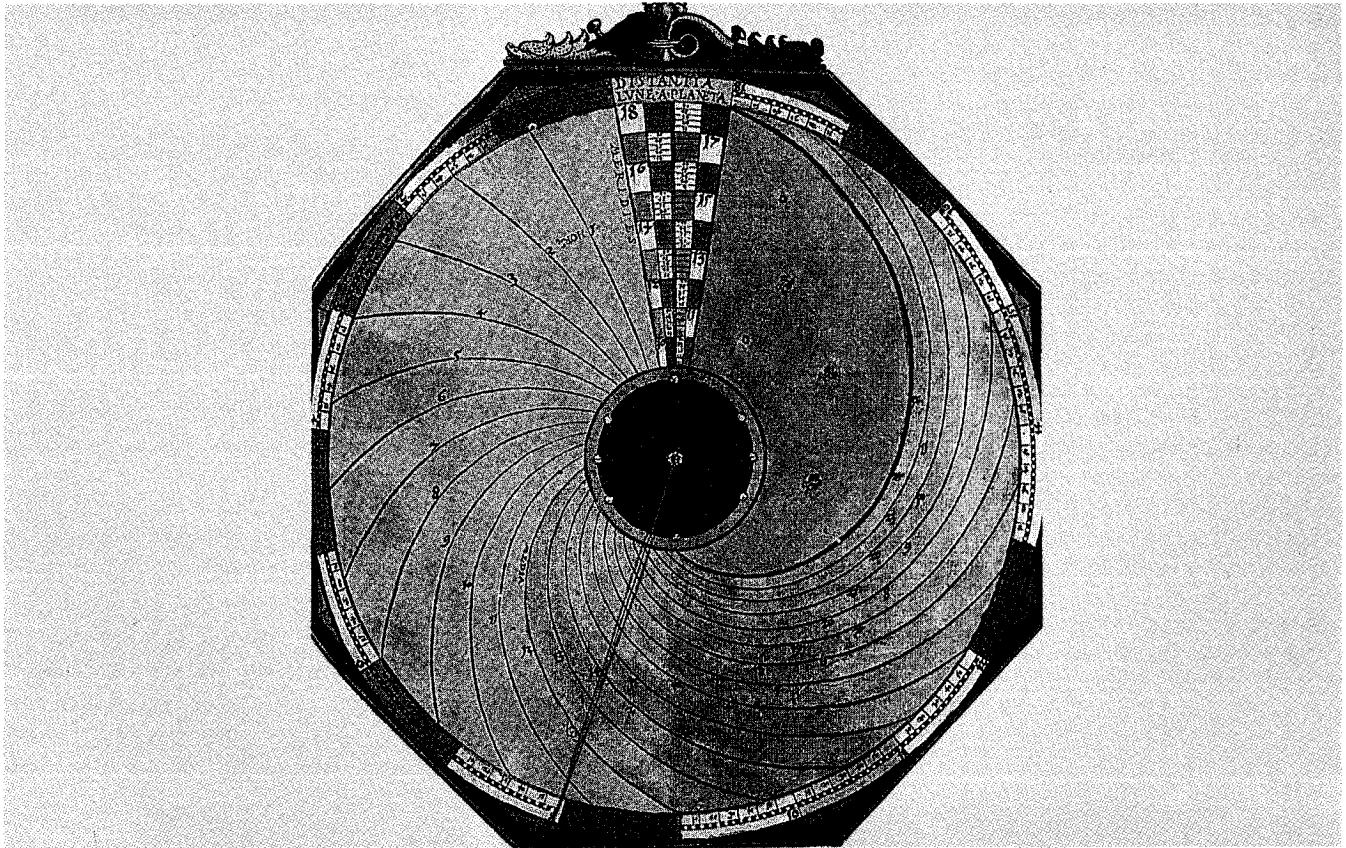
Vale la pena anotar, la observación hecha durante la osteosíntesis de un metacarpiano (fijación de una fractura de metacarpiano), en la cual se utilizaron 2 prototipos de estos

tracción del tornillo no será superada, durante la osteosíntesis de algunas fracturas de la mano.

CONCLUSIONES

El aloinjerto de cortical de tibia, de Banco de Hueso, preservado en congelación, es susceptible de ser maquinado en un torno, aun a los niveles de diámetro requeridos para este estudio.

Sin embargo, es necesario que dicho material sea seleccionado, utilizando solamente injerto de cortical compacto, sin mezcla de hueso esponjoso, ya que su



puede apretar el tornillo en su lugar hasta este torque y tener certeza de que no lo romperá. La seguridad de esto se demuestra por el hecho que las mediciones experimentales de el torque necesario para fallar el tornillo reportaron un valor de 0.037 N m, un cálculo conservador con diferencia relativa de 25%. Lo

tornillos, requiriendo un grado de apriete mínimo para alojarlos en el hueso y realizar la compresión interfragmentaria, y aún así durante el seguimiento no se ha observado ni desplazamiento de los fragmentos, ni fractura del tornillo. Sin embargo, será necesario demostrar, en futuros trabajos, que la fuerza a la

presencia durante el torneado si debilita en forma significativa la pieza «blanco».

Es necesario lubricar el injerto durante su proceso de torneado, con lo cual se logra un mejor desprendimiento y a sí mismo un ahorro de la materia prima. Para

este efecto se pueden utilizar agua ó solución salina isotónica.

Es posible fabricar un tornillo (prototipo), proveniente de aloinjerto de cortical de banco de hueso, preservados en congelación, con características geométricas similares a los de un tornillo de aleación metálica de tipo AO, variando algunas de las mismas, buscando optimizar su función. El proceso de producción en serie de dichos tornillos será materia de otros trabajos, que se desprendan de este.

Con respecto al objetivo de describir el comportamiento mecánico de estos prototipos, es de anotar que aunque las pruebas realizadas nos arrojan valores estimativos, tanto los cálculos matemáticos realizados para los mismos, como la aplicación experimental de estos sobre huesos in vitro, demuestran que son susceptibles de ser manipulados adecuadamente, con herramientas similares a las utilizadas en cirugía, sin producir falla de los mismos.

Lo anterior da pie para plantear un próximo trabajo, con el fin de demostrar a través de un experimento clínico, que los tornillos de hueso se ajustan mejor al problema de las fracturas en los metacarpianos y falanges, partiendo de la comparación de estos tornillos contra los de metal, suponiendo de antemano el posible sobredimensionamiento de estos últimos, para esta masa ósea.

REFERENCIAS

- 1- Asnis, S.E.; Ernberg, J.J.; Bostman, M.P.G. and Luright, T.M.: Bone screw thread desing and holding power - Personal communication - Orlando, Fl., Feb. 1995.
- 2- Bechtol, C.O. and Lepper, H.: Fundamental studies in the desing of metal screws for internal fixation of bone - Proceeding. J.B.J.S. 1385. Vol. A, N° 6 Dec, 1956.
- 3- Bostman, O.M.: Current concepts review. Absorbables Implants for the fixation of fractures. J.B.J.S. Vol 73 A. N° 1, Jan. 1991.

- 4- Evans, G. En Stress and strain in bone: Their relation to fractures and osteogenesis. Editado por Thomas, C.C., Bannerstone house Springfield, Illinois, 1957.
- 5- Friedlaender, G.: Current concepts review, Bone Grafts. The basic science rationale for clinical applications. J.B.J.S. 786, Vol 69A, N. 15, June 1987.
- 6- Gordon, J.G. en Structures or way thing don't fall down. Ed. Penguin Book, 1984.
- 7- Gozna, E.R. en Biomechanics of musculoskeletal injury, Cap 3: Biomechanics of internal fixations, Ed. Por Gozna E.R. y Harrington, L.J.; 1rd Edition., Williams and Wilkins, Baltimore, 1982.
- 8- Hollinger, J.O. and Battistone, G.: Biodegradable bone repair materials. Synthetics polymers and ceramics. C.O.R.R., 290: 207, June 1986.
- 9- Koranyi, E; Bowman, C.E.; Knecht, C.D. and Janssen, M.: Holding power of orthopedic screw in bone. C.O.R.R. 283, N° 172, Sept - Oct, 1970.
- 10- Muller, M.E.; Allogwer, M; Schneider, R. and Willeneger, H. En Manual of internal

fixation, Techniques recommended by AO - ASIF group. Cap. 3 Screws and Plates and Their application. 3rd. Edition, 1991.

- 11- Nordin, M. and Frankel, V.H. en Basic biomechanics of the muscu-loskeletal system, Cap 1 Biomecha-nics of bone. Editado por Nordin, M. And Frankel, V.H. 2nd ed. Lea and Febiger, Malvern., Pen. 1989.
- 12- Pelker, R.R. and Friedlaender, G: Biomechanical properties of bone allografts. Clin. Orthop. 54: 174, April 1983.
- 13- Reilly, D.T. and Burstein, A.: Review article: The mechanical properties of cortical bone. J.B.J.S. 1001, Vol 56 A, N. 15 July 1974.
- 14- Shigley, J. and Miski, Ch.R. en Mechanical engineering desing. Ed. Mc Graw Hill 5thEd., 1989.
- 15- Uththoff, H.: Mechanical factors influencing the holding power screws in compact bone. J.B.J.S. 633, Vol 55 B N. 13 Agt, 1973.
- 16- Uththoff, H and Germain, J.P.: The reversal of tissue differentiation around screws. C.O.R.R. 248, N. 1123, march - April 1977.

