

ASPECTOS BIOLÓGICOS Y MECÁNICOS DE LA INTERFASE CLAVO-HUESO EN FIJACIÓN EXTERNA (¿POR QUÉ SE SUELTAN LOS CLAVOS DE FIJACIÓN?).

J. M. Martí.

Residente Jefe en Cirugía de Pequeños Animales.
College of Veterinary Medicine.
4700 Hillsborough Street, Raleigh.
North Carolina 27606.
EE.UU.

RESUMEN.

La longevidad y durabilidad de los clavos de fijación externa está íntimamente relacionada con los acontecimientos biológico-mecánicos que ocurren a nivel de la interfase entre el metal y el hueso. La inserción del clavo produce un daño óseo microestructural al que el hueso responderá de una manera variable, dependiente de la gravedad y tipo de la lesión. La pérdida prematura de anclaje del clavo, la complicación más frecuente de los fijadores externos, es la consecuencia lógica de la respuesta biológica del hueso a la inserción traumática del metal. Este artículo pretende analizar y revisar los distintos factores que contribuyen a la resorción ósea alrededor del clavo, con el fin de evitar la citada complicación en la medida de lo posible.

Palabras clave: Interfase clavo-hueso; Daño óseo microestructural; Fijación externa.

INTRODUCCIÓN.

La pérdida prematura de anclaje sólido del clavo de fijador externo al hueso y la morbilidad que esto conlleva son las complicaciones más frecuentes del uso de fijadores externos en cirugía veterinaria (1-3). La respuesta biológica del hueso al daño térmico y mecánico producido por la inserción del clavo influye de manera significativa en la calidad del tejido en el que el clavo se ancla y determina la longevidad del implante. Existen diversos factores a considerar al estudiar la estabilidad a largo plazo del clavo, entre otros el diseño de la punta del clavo, la presencia o ausencia de rosca, su diseño, la superficie del metal, la técnica de inserción del clavo y las características del hueso. La importancia relativa de estos factores es, a veces, difícil de cuantificar por separado. El propósito de este artículo es proporcionar una revisión actualizada de la influencia de estos factores en la interfase hueso-clavo y en el rendi-

ABSTRACT.

The durability and longevity of external skeletal fixation pins is intimately related to biologic and mechanic factors, which occur at the pin-bone interface. Pin insertion produces a microstructural bone damage to which bone will respond in a variable manner, depending on the severity and type of insult. Premature pin loosening, the most common complication of external fixation, is the logical consequence of the biological response of bone to the traumatic insertion of the metal. This article intends to analyze and review the different factors that contribute to bone resorption around the pin, in order to avoid the abovementioned complication as much as possible.

Key words: Pin-bone interface; Microstructural bone damage; External fixation.

miento a largo plazo de los clavos de fijador externo, con el fin de minimizar las citadas complicaciones en nuestro uso diario de la fijación externa.

RESPUESTA ÓSEA A LA INSERCIÓN DEL CLAVO.

Daño mecánico.

Los clavos de fijador están sometidos a considerable estrés mecánico, en ocasiones mucho mayor que un tornillo en una placa de osteosíntesis. Esto es debido a varias causas, entre otras, la ausencia de fuerza de tensión estática producidas por el acoplamiento entre la placa y el tornillo, y el mayor brazo de palanca de los clavos de fijador debido a la distancia entre las rótulas y la interfase clavo-hueso (4). Además, la fijación externa se

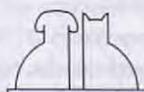




Fig. 1. La pérdida del anclaje sólido de los clavos es la complicación más frecuente en nuestro uso diario de la fijación externa. Éste es un ejemplo extremo: la pérdida de agarre total y la desestabilización del cuadro de fijador.

usa comúnmente en fracturas complicadas en las que la reconstrucción anatómica ósea es imposible y, por lo tanto, en las que el fijador es responsable de neutralizar en solitario todas las fuerzas del apoyo durante un largo periodo de cicatrización. En clavos insertados en zonas óseas cubiertas por considerable tejido blando, el constante movimiento de músculos y piel alrededor del implante induce una reacción inflamatoria crónica en los tejidos adyacentes que facilita la colonización bacteriana e infección locales. La infección ósea alrededor del clavo favorece, debido a la consecuente resorción ósea, la pérdida prematura de anclaje del clavo (1-5). La incidencia de este problema y la morbilidad asociada se reducen considerablemente en clavos colocados en los llamados "pasillos seguros", zonas anatómicas óseas con cobertura muscular mínima. Estas zonas han sido descritas tanto en ortopedia humana (5), como en veterinaria (6-7). Para reducir la fricción entre el clavo y los tejidos adyacentes, especialmente en clavos insertados en zonas con abundante cobertura muscular, algunos autores recomiendan el vendaje compresivo continuo alrededor del clavo. Esto se consigue colocando unas gasas entre la piel y la barra conectora, con el fin de comprimir e inmovilizar los tejidos blandos durante la cicatrización ósea. Esta técnica conlleva los beneficios añadidos de la reducción de la supuración y menor morbilidad del paciente, pero requiere más tiempo y atención para el cambio periódico de los vendajes.

Aunque la mayoría de los estudios destinados a investigar la reacción tisular a la inserción de implantes metálicos han sido llevados a cabo con tornillos, la misma reacción biológica se puede esperar de clavos de fijador externo. El callo perióstico y endóstico se desarrolla alrededor del clavo en el espacio de dos semanas, cicatrizando las inevitables microfracturas producidas por la inserción del clavo. En condiciones de estabilidad, células mesenquimatosas llenan los espacios entre el hueso y el metal, se diferencian en células con capacidad osteogénica (8) y producen material óseo en unas cuatro semanas. Entre las cuatro y seis semanas y en adelante, el callo óseo producido se remodela y se reduce a medida que el hueso cortical madura. En definitiva, es de esperar que todas las microfracturas cicatricen si existe suficiente microestabilidad (9). Por otra parte, si las fuerzas a las que los implantes están sometidos sobrepasan su capacidad mecánica y la estabilidad en la interfase no es total, la diferenciación celular descrita anteriormente no es posible y el tejido resultante es fibroso en vez de óseo. Esta acumulación de tejido de granulación alrededor del clavo resulta en una mayor inestabilidad local que, a su vez, impide la formación de tejido óseo sólido cerrando así el círculo vicioso. El resultado es la pérdida de interfase de anclaje sólido entre el hueso y el clavo, traducible clínicamente en morbilidad, pérdida de apoyo, irritación tisular y supuración constante alrededor del clavo, y la puesta en peligro de la estabilidad general del fijador (Fig. 1). Esto hace que los demás clavos del cuadro se sobrecarguen mecánicamente, posiblemente desencadenando el mismo problema de resorción ósea peri-implante y comprometiendo la estabilidad general del cuadro y la cicatrización de la fractura.

Daño térmico.

La temperatura alcanzada en el hueso durante la penetración del clavo del fijador está íntimamente ligada a varios factores mecánicos como el diseño de la punta del clavo (10-11), la presencia y tamaño del agujero piloto (12), la presión y velocidad de taladro (13-14), entre otros. Los osteocitos y la matriz orgánica ósea sufren necrosis irreversible a temperaturas mayores de 55 °C (15), aunque es posible causar daño óseo térmico a temperaturas tan bajas como 47 °C (16), lo cual conlleva la pérdida acelerada de anclaje. La irrigación natural del metal durante la inserción limita la temperatura máxima alcanzada en el hueso cortical, pero el beneficio global de esta práctica es cuestionable (15). La refrigera-

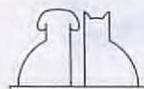




Fig 2. De arriba a abajo: clavo de Ellis (rosca negativa); clavo parcialmente roscado, terminal (rosca positiva, de esponjosa); clavo parcialmente roscado, central (rosca positiva, cortical); clavo parcialmente roscado, central (rosca positiva, de esponjosa).

ción del metal previa a la inserción no parece ser una solución muy efectiva o práctica, ya que sólo reduce el daño óseo en la primera cortical (17). La medición de temperatura ósea en condiciones de experimentación, sobre todo si se realiza como cálculo indirecto a partir de la temperatura de la punta del clavo, es sólo una aproximación a la realidad y una extrapolación exacta no es posible (10). Otros factores, como la temperatura inicial del hueso y el efecto lubricante y térmico de la sangre circulante son difíciles de reproducir experimentalmente y su efecto, difícil de cuantificar.

FACTORES QUE INFLUENCIAN LA INTERFASE CLAVO-HUESO.

Diseño del clavo.

Tipos de clavo de fijador externo.

Existen diversos tipos de clavos de fijador en el mercado y sus características físicas y de rendimiento varían enormemente dependiendo de su diseño (Fig. 2). Los clavos pueden ser clasificados en no roscados/lisos (clavos o agujas de Kirschner) o roscados. Estos últimos pueden ser parcialmente roscados, con la rosca presente en el centro o en el extremo del clavo, o totalmente roscados, con una longitud mayor de rosca en el extremo del clavo. Dependiendo del tipo de perfil de rosca, los clavos roscados pueden subclasificarse en clavos con rosca de perfil positivo (cuando la rosca está construida sobre el clavo y su diámetro es mayor del diámetro

del clavo) o clavos con rosca negativa (en los que la rosca está cortada a expensas del vástago del clavo).

Los clavos con rosca, especialmente de rosca positiva, son más costosos que los lisos y, por lo tanto, mucho menos frecuentemente usados en la práctica veterinaria. La presencia, en los clavos de rosca negativa, de una transición brusca entre la parte roscada y la no roscada, con una reducción del diámetro interno en este punto, predispone a la fractura del implante (18-19). Los clavos roscados y no roscados pueden ser utilizados en combinación dentro del mismo cuadro de fijador externo, para obtener el beneficio mixto de la fijación rígida proporcionada por los clavos roscados y el bajo costo de los no roscados (1).

Los clavos sin rosca dependen para su fijación de la fricción entre el metal y el hueso que lo rodea. El hueso no es un material totalmente rígido, sino que posee la propiedad de la viscoelasticidad, es decir, que su capacidad para absorber energía depende de la velocidad de aplicación de la fuerza. Gracias a esta deformabilidad relativa, el hueso ejerce una fuerza compresiva radial hacia el clavo, cuando éste es insertado sin orificio piloto previo o cuando este orificio piloto es de menor diámetro que el del clavo. Este fenómeno, conocido como precarga radial, se caracteriza por una fuerza centrípeta dirigida desde el hueso hacia el clavo, con vectores de fuerza de igual magnitud en todas las direcciones y que contribuye a la estabilidad del implante (20). No se conoce con exactitud la relación óptima entre el diámetro del orificio piloto y el del clavo no roscado para optimizar la precarga radial sin incurrir en un daño microestructural óseo excesivo. El hueso, como material biológico, puede deformarse hasta un 2% sin microfracturas, y este dato ha sido utilizado por algunos investigadores como punto de referencia para determinar la máxima diferencia recomendable entre el diámetro del orificio piloto y el del clavo (21). La importancia exacta de la precarga radial para la fijación de los clavos roscados es desconocida, pero diversos estudios han probado la necesidad de un orificio piloto para evitar un daño macro y microestructural óseo excesivo (12,14,22) (Fig. 3).

Diseño de la punta del clavo.

La mayoría de los clavos de fijador externo en el mercado veterinario están equipados con una punta de trocar, caracterizada por tres o cuatro caras planas de igual superficie, con un ángulo de inclinación variable. Existen otros tipos de puntas,

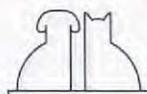




Fig 3. La introducción de clavos roscados sin agujero piloto lleva a un daño óseo excesivo.

como la punta de bayoneta (con sólo dos caras), la de media-broca (con una cara ocupando la mitad del diámetro del clavo) y varias modificaciones, todas diseñadas para una relativamente atraumática y eficiente introducción del clavo. Desde un punto de vista mecánico, la diferencia clave entre todas estas puntas y una punta de broca de taladro es su carencia de acanaladuras para la eliminación del material óseo taladrado. La punta de trocar carece de tales surcos para la eliminación de los fragmentos y material óseo calientes que resultan del avance del clavo en la cortical del hueso, lo cual provoca la impactación de este material entre la punta de avance y el nuevo hueso a perforar. Esto conlleva un daño térmico y mecánico al hueso que va a estar en íntimo contacto con el clavo tras su inserción y provoca una respuesta biológica no deseable de resorción ósea post-traumática. Sin embargo, se ha sido demostrado que los clavos lisos con punta de trocar tienen mayor resistencia a la extracción, a pesar de su excesivo daño térmico, debido a su deficiente capacidad cortante, aumentando de este modo la precarga radial (13). Es, por lo tanto, obvio que existe una incompatibilidad entre las características ideales de una punta de taladro eficiente y las que maximicen la precarga radial. Es por esto que distintos investigadores han recomendado desde hace años la perforación previa de un agujero piloto, de menor diámetro que el del clavo a introducir, para minimizar el daño óseo térmico y mecánico (2,12,14,22). Una modificación de la punta de trocar, en la que las caras son cóncavas en lugar de planas para facilitar el drenaje de material óseo al taladrar, ha sido recientemente investigada en clavos lisos (11). En este estudio, la punta de trocar modificada produjo temperaturas más bajas en la punta de los clavos en comparación

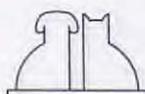
con la punta de trocar no modificada, pero también redujo la capacidad de anclaje del clavo. Esto último es debido a que su mayor capacidad taladradora produce un agujero óseo mayor que la punta de trocar y, por lo tanto, reduce la precarga radial del hueso hacia el clavo.

Diseño de la rosca.

Numerosos estudios biomecánicos han probado la superioridad de la rosca positiva frente a la negativa en pruebas de resistencia a la extracción axial del clavo tanto inmediatamente tras su inserción como tras unas semanas (2, 22). Además, los clavos con rosca positiva son menos susceptibles a doblarse en la unión entre la parte roscada y la no roscada ya que no existe una reducción de diámetro en el vástago. Un claro impedimento del uso rutinario de clavos roscados en la práctica veterinaria diaria es su alto costo comparando con clavos lisos. Dependiendo del tipo de rótulas utilizadas, la colocación de más de dos clavos roscados en el mismo cuadro de fijador puede ser problemática, ya que la parte roscada del clavo no pasa por el agujero de la rótula destinado a la parte no roscada.

Otros factores en el diseño de la rosca, como la proporción relativa del diámetro externo (amplitud máxima de la rosca) e interno (diámetro del vástago), también considerado como la profundidad de rosca, influyen considerablemente sus características mecánicas. El diámetro interno determina principalmente la resistencia al doblamiento del clavo, pero no tiene una influencia importante en su resistencia a la extracción axial (4). Como es fácil de entender de manera intuitiva, la profundidad de la rosca es el factor que más influencia tiene en la capacidad de agarre del implante en el hueso, ya que la resistencia a la extracción axial es directamente proporcional al área del cilindro de hueso en el que se ancla la rosca (25).

El paso de rosca (la distancia entre dos crestas de rosca consecutivas) determina el número de crestas que se anclan en hueso en un determinado grosor de cortical. La reducción del paso incrementa la superficie de contacto entre el metal y el hueso y, por lo tanto, incrementa la capacidad de anclaje de cualquier implante roscado (26). Sin embargo, el uso de roscas con crestas más separadas y profundas es necesario en materiales menos densos, como el hueso esponjoso, para que la rosca pueda anclarse en una cantidad suficiente de hueso (27).



Superficie del clavo.

Con el fin de producir una integración del implante en el hueso que le rodea y así evitar la pérdida prematura del anclaje, se han investigado diferentes formas de revestir la superficie del metal con materiales que promuevan el crecimiento óseo. En el campo veterinario, el titanio ha sido investigado como revestimiento de clavos lisos en un modelo crónico de fractura en perros (28). Los clavos revestidos mostraron una mayor resistencia a la extracción que los no-revestidos, ocho semanas después de la cirugía, pero no se pudo determinar si la diferencia era debida al crecimiento óseo en el implante o a la mayor fricción proporcionada por el titanio. Otros materiales, como la hidroxiapatita, se utilizan rutinariamente para producir la osteointegración de prótesis de cadera no cementadas y ha sido también utilizada para revestir otros implantes ortopédicos, incluyendo tornillos y clavos de fijación externa (29).

Técnica de inserción.

La inserción manual completa del clavo de fijador está inevitablemente asociada a un considerable daño mecánico debido a la imposibilidad física del cirujano de mantener el clavo en el eje inicial de inserción durante todo el proceso (2,27). A medida que el cirujano se fatiga, la colocación atraumática de los implantes restantes se hace más difícil.

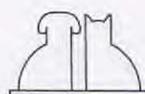
La velocidad de taladro es un factor importante en la generación de altas temperaturas en hueso y está íntimamente asociada a la presión al taladrar. La temperatura alcanzada en hueso cortical se eleva considerablemente y sobrepasa a menudo el límite tolerable cuando se utilizan altas velocidades (700 rpm), comparadas con bajas velocidades (300 rpm) (2,14). La mayoría de clínicas veterinarias en las que se practica un número mínimo de cirugías ortopédicas, poseen un taladro de marquetería eléctrico o de batería recargable que sirve adecuadamente, salvadas las precauciones de esterilidad, como sustituto económico de los costosos taladros de aire comprimido. La gran mayoría de estos taladros eléctricos disponen de velocidades de taladro muy superiores a 700 rpm y, en ocasiones, esta velocidad no es fácilmente regulable con el gatillo. Por lo tanto, es recomendable el uso de un taladro con distintas posiciones de regulación de velocidad, con el fin de evitar el sobrecalentamiento del hueso como resultado de su rápida fricción con el metal.

Tipo de hueso.

Las características físicas del hueso afectan considerablemente la resistencia a la inserción y extracción de cualquier implante metálico. El hueso cortical ofrece una mayor capacidad de anclaje para un implante roscado que el hueso esponjoso, capacidad que se incrementa de manera lineal con el incremento del grosor de la cortical (30). Los dos tipos de hueso, cortical (diafisario) y esponjoso (metafisario), presentes en huesos largos ofrecen distintas características de densidad y dureza, y la proporción relativa de cada tipo en una zona ósea determinada es también variable entre huesos. Por ejemplo, la tibia canina es notoria por poseer una cortical muy delgada en su metáfisis proximal comparada con el resto del hueso (31) y, por lo tanto, los clavos insertados en la diáfisis tibial ofrecen mayor resistencia a la extracción que los metafisarios (23). Por el contrario, el grosor cortical en el radio canino es muy homogéneo y la posición del clavo en el hueso no parece influenciar excesivamente sus características mecánicas (22).

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES GENERALES.

- 1. Evitar la inserción manual o a máquina del clavo sin orificio piloto.** Aunque el tamaño ideal del orificio piloto en relación con el diámetro de cada clavo no está bien estudiado, la presencia de un agujero de, por lo menos, el 75% del diámetro del clavo es recomendable para los clavos sin rosca y clavos con rosca negativa. En el caso de clavos roscados, usar un agujero piloto de, por lo menos, el 75% del diámetro del vástago.
- 2. Controlar la velocidad y la presión del taladro.** Incluso con la utilización de un orificio piloto previo, es recomendable no sobrepasar las 300 rpm, con una presión moderada, para no producir daño térmico excesivo en el hueso.
- 3. Usar clavos roscados de manera limitada y calculada.** Su colocación en zonas clave (tibia proximal) asegura una fijación rígida en un área difícil, y su uso, en combinación con



clavos no roscados en el mismo fijador, limita el costo del material utilizado. Gracias a su superior anclaje y rigidez, el uso de clavos roscados evita, en una gran mayoría de casos, la necesidad de construir cuadros bilaterales o excesivamente complicados. Esto conlleva obvias ventajas de reducción del daño iatrogénico de los tejidos blandos adyacentes.

- 4. Evitar inserción de clavos en zonas cubiertas de músculo.** La colocación de clavos en pasillos seguros (cara medial de la tibia y el radio) reduce la morbilidad del paciente, la incidencia de infección ósea alrededor del clavo y de pérdida prematura de anclaje y asegura el buen uso de la extremidad durante la cicatrización ósea.
- 5. Usar un mínimo de tres clavos sólidos por fragmento principal.** Siempre que el cuadro de fijador no sea incómodamente complicado o interfiera con la musculatura, el uso de un cuadro excesivamente rígido no conlleva ninguna desventaja. Utilizar clavos suficientemente gruesos, pero cuyo diámetro nunca exceda el 30% del diámetro óseo en el punto

de inserción. En caso de duda sobre la rigidez de la fijación, colocar una segunda barra conectora. Esta simple medida duplicará prácticamente la rigidez del cuadro y puede ser utilizada en cualquier situación para reforzar un cuadro unilateral y evitar la necesidad de cuadros bilaterales.

- 6. Utilizar clavos con punta de trocar.** Este diseño, simple y económico, posiblemente proporciona el equilibrio más adecuado entre la deseada precarga radial y el no deseado daño térmico. Otros tipos de puntas con mayor capacidad, como las brocas, reducen el daño microestructural y térmico pero también reducen considerablemente la precarga radial, disminuyendo el poder de anclaje en clavos lisos. Además, el uso rutinario del agujero piloto elimina la necesidad de una punta con buenas características taladradoras. En cirugía veterinaria, donde el coste del material es más limitado que en otras disciplinas, cualquier otro diseño de punta de clavo tendrá que demostrar su superioridad global en la relación ventajas/coste con respecto a la punta de trocar.

BIBLIOGRAFÍA.

- Aron DN, Toombs JP, Hollingsworth SC. Primary treatment of severe fractures by external skeletal fixation: threaded pins compared with smooth pins. *JAAHA* 1986; 22: 659-670.
- Egger EL, Hestand MB, Blass CE. Effects of fixation pin insertion on the pin-bone interface. *Vet Surg* 1986; 15: 246-252.
- Foland MA, Egger EL. Application of type III external fixators: A review of 23 clinical fractures in 20 dogs and 2 cats. *JAAHA*. 1991; 27: 193-202.
- Evans M, Spencer M, Wang Q. Design and testing of external fixator bone screws. *J Biomed Eng*, 1990; 12: 457-462.
- Green SA. Complications of external skeletal fixation. *Clin Orthop* 1983; 180: 109-116.
- Martí JM, Miller A. Delimitation of safe corridors for the insertion of external fixator pins in the dog: 1. The hindlimb. *JSAP*-1994; 35: 16-23.
- Martí JM, Miller A. Delimitation of safe corridors for the insertion of external fixator pins in the dog: 2. The forelimb. *JSAP* 1994; 35: 78-85.
- Uthoff HK, Germain JP. The reversal of tissue differentiation around screws. *Clin Orthop* 1976; 123: 248-252.
- Schatzker J, Sanderson R, Murnaghan JP. The holding power of orthopedic screws *in vivo*. *Clin Orthop* 1975; 108: 115-126.
- Wikenheiser MA, Lewallen DG, Markel MD. In vitro mechanical, thermal, and microstructural performance of five external fixation pins. *J Orthop Trauma* 1995; 13: 615-619.
- Martí JM, Roe SC. Biomechanical comparison of the trocar tip point and the hollow ground tip point for smooth external fixation pins. An acute, *in vitro* study in canine radii. *Vet Surg*. 1988 (en prensa).
- Clary EM, Roe SC. *In vitro* biomechanical and histological assessment of pilot hole diameter for positive-profile external fixation pins in canine tibiae. *Vet Surg*, 1996; 25: 453-462.
- Namba RS, Kabo JM, Meals RA. Biomechanical effects of point configuration in Kirschner-wire fixation. *Clin Orthop* 1975; 108: 115-126.
- Matthews LS, Green CA, Goldstein SA. The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. *J Bone Joint Surg* 1984; 66 A: 1077-1083.
- Matthews LS, Hirsch C. Temperatures measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Joint Surg* 1972; 54 A: 297-308.
- Eriksson A, Albrektsson T, Grane B. Thermal injury to bone: A vital-microscopic description of heat effects. *In J Oral Surg* 1982; 11: 115-121.
- Zaruby JF, Hurting MB, Finaly JB, Valliant AE. Studies on the external fixator pin-bone interface: the effect of pin design and pin cooling in an *in vivo* sheep tibia model. *VCOT*, 1995; 8: 20-31.
- Egger EL, Hestand MB, Blass CE. Effects of fixation pin insertion on the pin-bone interface. *Vet Surg* 1986; 15: 246-252.
- Palmer RH, Aron DN. Ellis pins complications in seven dogs. *Vet Surg* 1990; 19: 440-445.
- Biliouris TL, Schneider E, Rahn BA. The effect of radial preload on the implant-bone interface: a cadaveric study. *J Orthop Trauma* 1989; 3: 323-332.
- Hylldahl D, Pearson S, Tepic S, Perren SM. Induction and prevention of pin loosening in external fixation: An *in vivo* study on sheep tibiae. *J Orthop Trauma* 1991; 5: 485-492.
- Anderson MA, Mann FA, Wagner-Mann C. A comparison of non-threaded, enhanced threaded, and Ellis fixation pins used in Type I external fixators in dogs. *Vet Surg* 1993; 22: 482-489.
- Dernell WS, Harari J, Blackletter DM. A comparison of acute pull-out strength between two-way and one-way transfixation pin insertion for external skeletal fixation in canine bone. *Vet Surg* 1993; 22: 110-114.
- Bennett RA, Egger EL, Hestand M. Comparison of the strength and holding power of 4-pin designs for use with half pin (type I) external skeletal fixation. *Vet Surg* 1987; 16: 207-211.
- Krag MH, Beynon BD, Pope MH. An internal fixator for posterior application to short segments of the thoracic, lumbar or lumbosacral spine. *Clin Orthop*. 1986; 203: 75-98.
- DeCoster TA, Heetderks DB, Downey DJ. Optimizing bone screw pullout force. *J Orthop Trauma* 1990; 4: 169-174.
- Seitz WH, Froimson AI, Broks DB. External fixator pin insertion techniques: Biomechanical analysis and clinical relevance. *J Hand Surg*. 1991; 16 A (3): 560-563.
- DeCamp CE, Brinker WO, Soutas-Little RW. Porous titanium-surfaced pins for external skeletal fixation. *JAAHA* 1988; 24: 295-300.
- Moroni A, Orienti L, Stea S, Visentin M. Improvement of the bone-pin interface with hydroxyapatite coating: an *in vivo* long-term experimental study. *J Orthop Trauma* 1996; 10 (4), 236-242.
- Koranyi E, Bowman CE, Knetch CD. Holding power of orthopedic screws in bone. *Clin Orthop* 1970; 72: 283-286.
- Markel MD, Sielman E. Radiographic study of homotypic variation of long bones in dogs. *Am J Vet Res* 1993; 54: 2000-2003.

