

**TRABAJOS PREMIADOS EN EL XXXII CONGRESO ARGENTINO y
I CONGRESO ARGENTINO-BRASILEÑO DE ORTOPEDIA y
TRAUMATOLOGÍA -1995**

Estudio de los efectos de diferentes variables de perforación en la estabilidad de clavos y clavijas utilizados en fijadores externos*

Dres. CLAUDIO DI TOLLO, JUAN R. PISTANI, HORACIO MISCIONE*

INTRODUCCIÓN

En ortopedia y traumatología la fijación externa es un recurso terapéutico de uso habitual y generalizado en muchas patologías.

Las secuelas óseas y de partes blandas por lesiones de origen congénito o adquirido requieren de tutores externos para su tratamiento.

La estructura de estos fijadores temporarios consiste en un aparato externo, unilateral, bipolar o circular, que se fija al hueso por medio de clavos o clavijas. Esta fijación debe imprescindiblemente ser estable durante el tiempo de utilización del aparataje.

Una de las complicaciones indeseables común a cualquiera de los sistemas utilizados es la pérdida de estabilidad debido a movilidad anormal a nivel de la fase clavo-hueso, que altera todo el sistema durante el período de inmovilización activa o pasiva prevista.

La necrosis térmica producida durante la colocación de los clavos y causada por la fricción del elemento perforante con los tejidos, constituye una causa común de este problema.

Consideramos que este aumento de temperatura está directamente relacionado con el número total de revoluciones requeridas para completar el orificio y la fuerza que se aplica: el calor que se genera surge del trabajo mecánico (primer principio de la termodinámica). El trabajo mecánico es el camino que recorre la

fuerza (número de revoluciones por el perímetro) multiplicado por la fuerza.

Analizamos en este trabajo experimental las variables que actúan durante la perforación ósea y que son determinantes de la elevación térmica resultante^{9,10}.

1. Revoluciones por minuto (velocidad del elemento perforante).
2. Fuerza ejercida por el cirujano al perforar.
3. Elementos perforantes:
 - Filo.
 - Diseño de la punta.
4. Perforación previa a la entrada del elemento definitivo (*pre-drilling*).

Analizando estas variables hemos buscado estandarizar un sistema de perforación y de diseño de puntas de clavos y clavijas que provoquen la mínima elevación térmica durante su introducción para obtener una fijación óptima al hueso.

MATERIAL Y MÉTODO

El trabajo se inició con el diseño y construcción de una estructura mecánica que facilitase la medición durante la perforación de los siguientes parámetros:

- Revoluciones por minuto (rpm).
- Fuerza aplicada.
- Temperatura alcanzada.
- Duración de la elevación térmica.

La fuerza aplicada se midió por medio de una celda de carga para 50 kgf conectada a un detector digital remoto que permite leer las fuerzas aplicadas en kg (1 kgf = 9,8 N - 1 N = m.kg.s - 2). Esta recibe la presión por medio de una plataforma de

* Premio Accesit en la Mesa Forum de Investigación, 1995.

* Billinghamurst 1676, PB "C", (1425) Capital Federal.

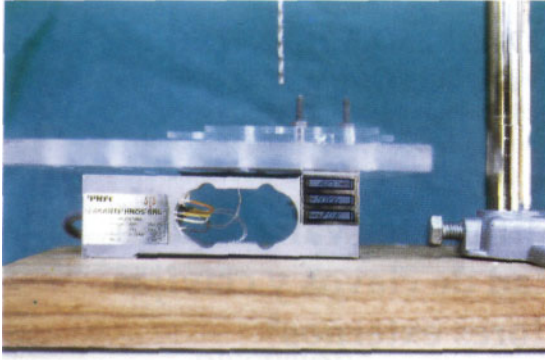


Fig. 1. Plataforma de acrílico y celda de carga.

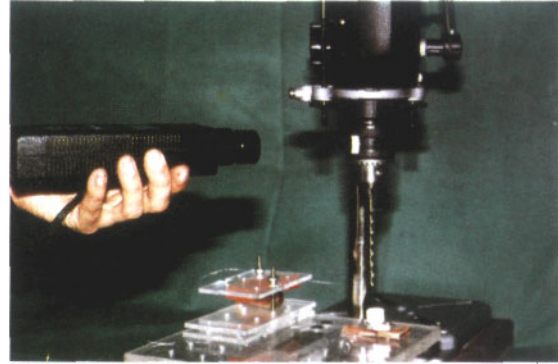


Fig. 2. Tacómetro apuntando hacia la cinta reflectante colocada en el mandril.

acrílico sobre la cual se apoya el espécimen (tibia de canino) o el miembro del animal vivo (Figura 1).

En principio, en las perforaciones se utilizó un taladro eléctrico WENTE Modelo 2100, que al tener baja potencia se frenaba al trabajar a fuerzas altas y bajas rpm. Por lo tanto pasamos a usar un taladro Black y Decker modelo BD 154R de 570 watt con mayor torque. Este, si bien en menor medida, también se frenó parcialmente al emplear 400 rpm y 6 kgf.

Las rpm del taladro, y por lo tanto de los elementos perforantes (clavos y clavijas), se determinaron con el auxilio de un tacómetro portátil de lectura digital modelo LUTRON DT-2234A que permite mediciones entre 5 y 100.000 rpm desde una distancia que puede variar entre 5 y 15 cm.

Este consta de un sistema de detección por reflexión; que registra las rpm al apuntar a una cinta reflectante ubicada en el mandril del taladro. Su empleo fue sencillo y versátil. Las mediciones pudieron ser realizadas en cualquier posición en la que se colocase el taladro (Figura 2).

Para la medición de la temperatura usamos dos métodos: uno por medio de termocuplas; el otro, por termómetros infrarrojos o pirómetros de radiación.

Las termocuplas necesitan para su funcionamiento estar en estrecho contacto con el punto que se está midiendo.

Las empleadas fueron de tipo K (Cromel-Alumel)⁹. Constan de unos finos alambres que, cuando menor diámetro, más exacta será la medición, pues al poseer menor inercia térmica seguirán mejor las variaciones de temperatura del medio u objeto con el que están en contacto.

El punto sensitivo que se pone en contacto con el hueso se encuentra en la unión de cada par termoeléctrico y se lo denomina " junta caliente o de medición".

En nuestra experiencia, para obtener el menor diámetro posible (0,35 mm) se soldaron ambos componentes del par (0,2 mm) en forma lineal.

Para enhebrarlas en el hueso a distancias especí-

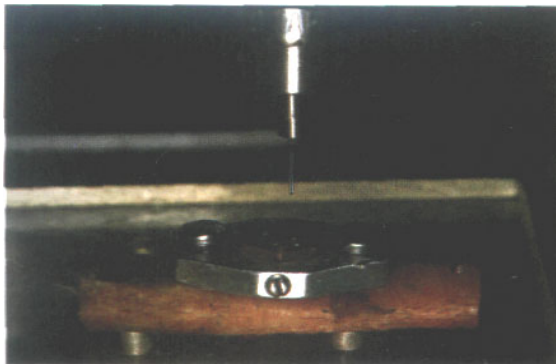


Fig. 3. Block guía sujeto al espécimen. Guía de bronce con orificios a distancias de 0,5, 1 y 2 mm de la futura pared de la perforación. Mecha de 0,4 mm de diámetro.

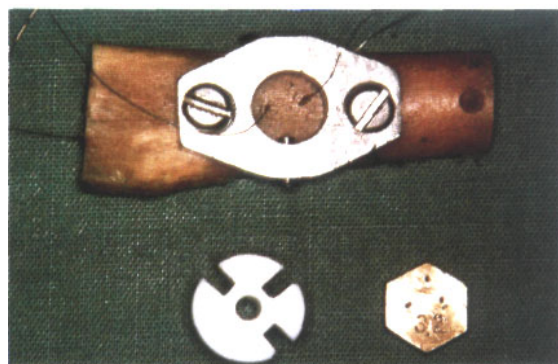


Fig. 4. Especimen y termocuplas ubicadas. Luego se agrega la guía de teflón (derecha) a fin de realizar la perforación y registro de la temperatura.

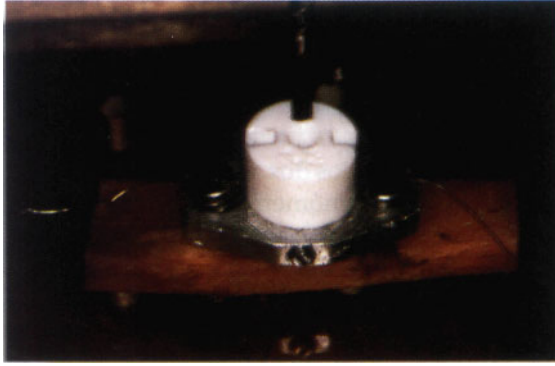


Fig. 5. Block guía. Guía para mecha de 3,2 mm. Termocuplas emergiendo por las ranuras *ad hoc* de la guía de teflón.

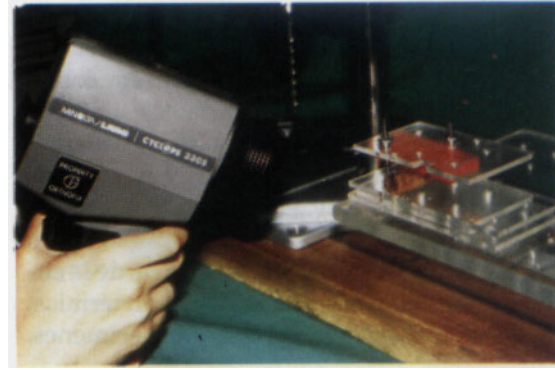


Fig. 6. Termómetro infrarrojo apuntando hacia la cortical del espécimen.

ficas de la pared del futuro orificio, diseñamos guías que permitieron las perforaciones óseas mediante el uso de una mecha de 0,4 mm de diámetro a distancias de 0,5, 1 y 2 mm (Figura 3).

Una vez enhebradas en los orificios correspondientes se conectaron a un lector digital TES modelo 1310 (Figuras 4 y 5).

Los pirómetros determinan la temperatura de un punto a distancia. Esta puede fluctuar desde milímetros a metros, dependiendo del modelo, de las temperaturas a registrar y del material en estudio.

Utilizamos un termómetro infrarrojo LAND CYCLOPS 330S. Este posee un sistema óptico que permite medir la temperatura de todo el espesor de la cortical, a través de un corte transversal del hueso, a una distancia de 0,5 mm en paralelo a la perforación. Este termómetro trabaja en un rango de temperatura de -50 a 600 grados Celsius. El diámetro mínimo del área enfocada es de 2 milímetros, con la enorme facilidad de poder medir desde una distancia de 17 cm (Figuras 6 y 7).

Las pruebas fueron realizadas en tibias de caninos sacrificados recientemente, a las que despojamos de tejidos blandos y almacenamos en bolsas plásticas a 20 grados centígrados bajo cero. En el momento de ser utilizadas se colocaron a temperatura ambiente en solución fisiológica⁹.

METODOLOGÍA EXPERIMENTAL Y RESULTADOS

El estudio se dividió en diez etapas.

La primera de ellas basada en la comparación de nuestros resultados con aquellos obtenidos por Matthews e Kirsch⁹, quienes emplearon mechas nuevas y usadas, velocidades de

perforación de 335, 885 y 2.900 rpm y fuerzas de 2, 6 y 12 kgf.

La segunda, en la comparación de la exactitud de los dos sistemas de medición de temperatura, por termocuplas e infrarrojo, seleccio-

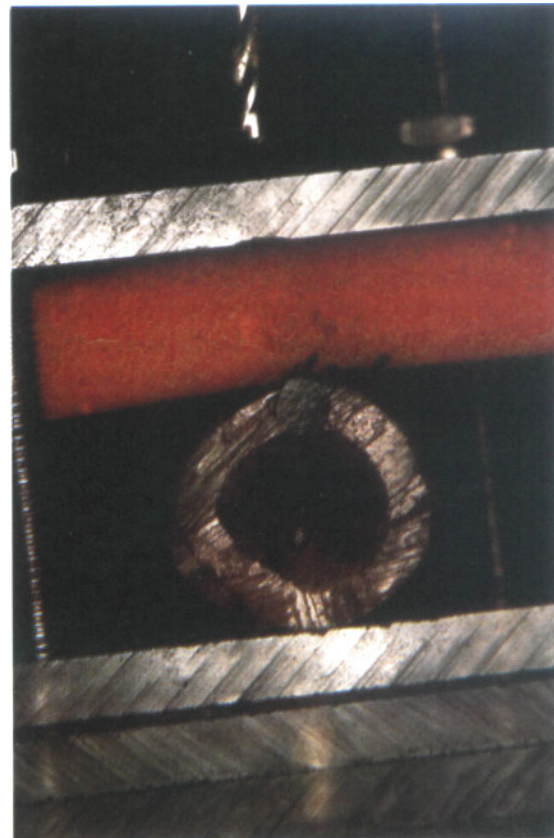


Fig. 7. Corte transversal del hueso. El punto negro indica el área enfocada por el termómetro. Paralelo a éste se realiza la perforación.

nando el segundo para las etapas siguientes.

Las siguientes etapas consistieron en la medición y evaluación de la temperatura con el sistema infrarrojo, usando variables similares de fuerza y rpm, pero perforando con diferentes elementos y técnicas (clavijas y clavos lisos y roscados, *predrilling*, etc.).

Salvo la octava etapa, que se realizó en un animal vivo para evaluar la influencia de la circulación sanguínea sobre la elevación térmica, el resto fueron llevadas a cabo en especímenes.

Etapas 1

Consistió en la realización de perforaciones en especímenes con mechas de acero inoxidable, nuevas y desafiladas de 3,2 mm de diámetro. Se perforaron las corticales óseas a 400,900 y 2.000 rpm y a 2,6 y 12 kgf de fuerza. Se realizaron 10 experiencias para cada una de las combinaciones de velocidades y fuerzas.

Se registraron las temperaturas iniciales y finales, considerando para realizar las comparaciones de elevaciones térmicas, el promedio de las diferencias entre unas y otras (Tabla 1).

Posteriormente se compararon con los resultados de los trabajos de Matthews e Hirsch⁹.

Las mayores elevaciones térmicas se registraron perforando a máximas revoluciones (2.000) y mínima fuerza (2 kgf).

Se observó que en tanto aumentaba la fuerza de perforación, independientemente de las revoluciones por minuto utilizadas, la elevación térmica era menor (Gráfico 1).

Esto posiblemente es debido a que la perforación se hace más rápidamente y por consiguiente el camino recorrido por la fuerza de fricción es menor.

Con respecto a la velocidad, no se observaron diferencias significativas, salvo cuando trabajamos a 2.000 rpm relacionadas con mínima fuerza (2 kgf), en que se registraron las temperaturas más elevadas.

Se repitieron las experiencias, empleando mechas con un uso previo de 30 minutos (Tabla 2).

En comparación con las mechas sin uso, las temperaturas medidas para las mechas con menos filo siempre superaron holgadamente a las obtenidas en la etapa 1 (Gráfico 2).

Igualmente a lo ocurrido con mechas nuevas, se registró mayor elevación térmica con

fuerzas mínimas y máximas velocidades (Gráfico 3).

Es de destacar que el aumento de la fuerza disminuye la elevación térmica, independientemente de la velocidad utilizada.

Etapas 2

Se compararon los dos sistemas de medición (termocuplas y termómetro infrarrojo), a fin de determinar el más útil para la continuación del trabajo. Se realizaron idénticas mediciones, pero sólo a 2 kgf.

Observamos que, en circunstancias similares, la totalidad de las temperaturas registradas con los termómetros de radiación fueron mayores que las determinadas por las termocuplas, lo que hace suponer que es un método más exacto (Tabla 3).

Esto sería debido a que registra la elevación térmica en un campo de 2 mm de diámetro durante el pasaje del elemento perforante por la totalidad de la cortical, y no puntualmente como las termocuplas.

Por ello, desde esta etapa en más se empleó como sistema de medición térmica el pirómetro de radiación.

Además, el empleo de dicho termómetro facilitó y aceleró nuestro trabajo.

Etapas 3

Se utilizaron clavos lisos de 3 mm de diámetro, con punta trocar, trabajando en hueso cortical a 400,900,2.000 rpm y fuerzas de 2,6 y 8 kgf.

Salvo en la octava etapa, donde se trabajó perforando la tibia de un canino bajo anestesia general, tanto en ésta como en el resto se emplearon especímenes de tibias de Cards Familiaris.

Las perforaciones se realizaron a 400, 900 y 2.000 rpm y a 2,6 y 8 kgf (a diferencia del estudio anterior) (Tabla 4)..

Las mayores elevaciones térmicas se produjeron al trabajar a 2 kgf y a 900 rpm. Mientras que las menores fueron a altas velocidades (2.000 rpm) y altas fuerzas (8 kgf) (Gráfico 4).

Volvemos a observar que, al aumentar la fuerza, la temperatura disminuye significativamente.

El efecto de la velocidad fue algo variable; sin embargo las más bajas temperaturas se relacionaron con la velocidad más alta tanto a 2, 6 y 8 kgf de fuerza.

Etapas 4

En esta etapa se determinaron las fuerzas

TABLA 1
ELEVACIÓN TÉRMICA PARA LAS MECHAS NUEVAS, EN °C

	400 rpm	900 rpm	2.000 rpm
2 kgf	14,8	15,2	23,8
6 kgf	10,5	8,2	9,4
12kgf	7,8	6,4	5,9

TABLA 2
ELEVACIÓN TÉRMICA PARA LAS MECHAS USADAS, EN °C

	400 rpm	900 rpm	2.000 rpm
2kgf	29,1	26,2	49,1
6kgf	14,7	11,9	15,1
12kgf	10,3	10,3	12,3

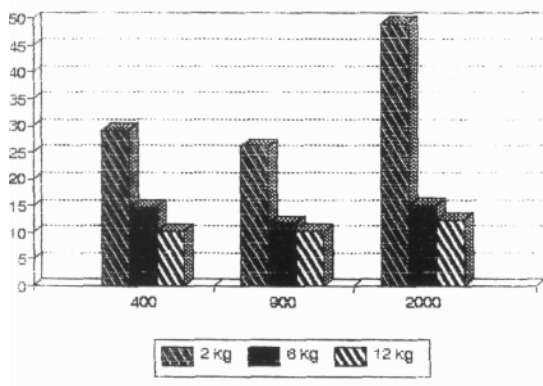


Gráfico 3. Elevación térmica para mecha usada.

TABLA 3

Mecha de 2 mm a 2 kgf	Termocuplas	T. radiación
400 rpm	6,8°C	14,8°C
900 rpm	9,8°C	15,2°C
2.000 rpm	17,5°C	23,8°C

TABLA 4
ELEVACIÓN TÉRMICA PARA CLAVO DE 3 mm PUNTA TROCAR, EN °C

	400 rpm	900 rpm	2.000 rpm
2kgf	88,4	94,6	77,0
6kgf	68,1	61,5	42,3
8kgf	42,4	53,3	38,7

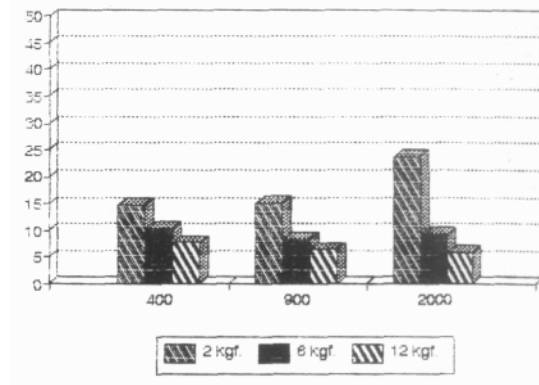


Gráfico 1. Elevación térmica para mecha nueva.

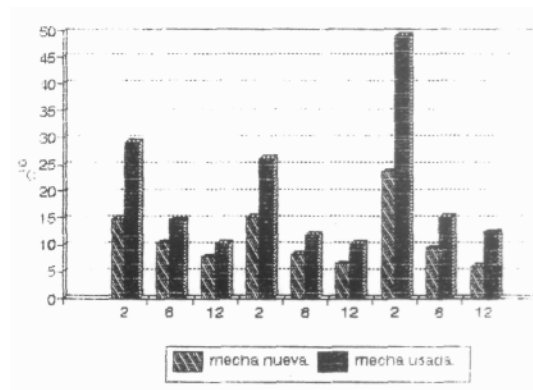


Gráfico 2. Comparación de mechas.

máximas logradas con clavijas de Ilizarov de 1,5 y 1,75 mm de diámetro y longitudes de más de 30 cm.

Tomando estas clavijas con el mandril de la perforadora de uno de sus extremos, se midieron las máximas fuerzas de ataque logradas con

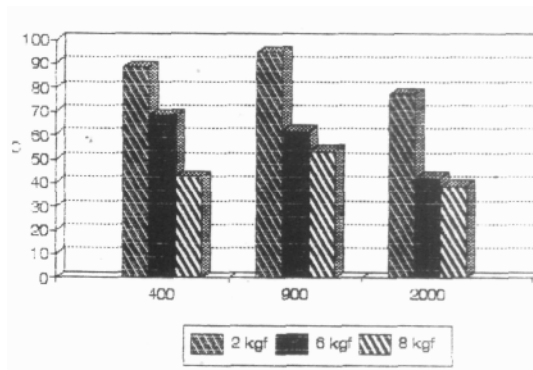


Gráfico 4. Elevación térmica para clavo de 3 mm, punta trocar.

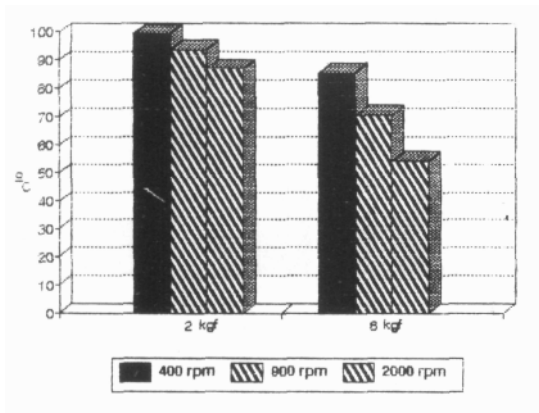


Gráfico 5. Elevación térmica con clavija de 1,5 mm punta trocar.

y sin ayuda manual. De esta manera simulamos condiciones de trabajo muy comunes en quirófano.

La máxima fuerza de ataque lograda para las de 1,5 mm de diámetro y 30 cm de longitud fue de 1,5 kgf, pues no soportaban fuerzas mayores sin deformarse, mientras que afirmándolas manualmente en la mitad de su longitud con una gasa, logramos aplicar hasta 2,5 kgf.

Esto determinó que para el resto del trabajo, cuando se probaran clavijas de estos diámetros, se utilizara una longitud no mayor de 12 cm en función de posibilitar el trabajo a 6 y 8 kgf.

Etapa 5

Se realizaron pruebas de clavijas de 1,5 y 1,75 mm de diámetro, 12 cm de longitud y punta trocar a 2 y 6 kgf.

Realizamos las perforaciones en especímenes usando 400,900 y 2.000 rpm (Tablas 5 y 6).

Para ambas clavijas las mayores elevaciones térmicas ocurrieron trabajando a bajas revoluciones (400 rpm), y con poca fuerza (2 kgf).

Las menores fueron a 2.000 rpm (máxima velocidad empleada) y a 6 kgf (máxima fuerza).

Observamos que al aumentar la presión la temperatura disminuyó y que el aumento de

TABLA 5
ELEVACIÓN TÉRMICA PARA CLAVIJA DE 1,5 mm PUNTA TROCAR, EN °C

	400 rpm	900 rpm	2.000 rpm
2kgf	99,4	93,8	87,2
6kgf	85,5	70,7	54,4

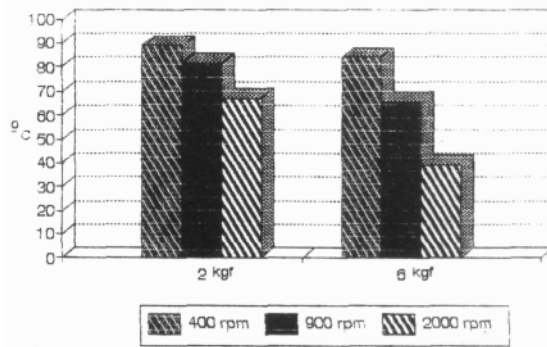


Gráfico 6. Elevación térmica con clavija 1,75 mm punta trocar.

la velocidad se relacionó siempre con disminución de la temperatura (Gráficos 5 y 6).

A pesar de estar empleando un taladro de alta potencia, el perforar a bajas revoluciones y fuerza alta (400 rpm y 6 kgf) disminuía su velocidad en 200 rpm.

Etapa 6

Se procedió a la comparación de elevaciones térmicas entre clavijas de 1,75 mm de 12 cm de longitud con diferentes puntas, y mechas del mismo diámetro.

Se utilizaron clavijas con puntas bayoneta, espada, Hoffmann y trocar, y mechas de acero inoxidable del mismo diámetro sin previo uso.

Se emplearon 2 y 6 kgf y 900 rpm (Tabla 6).

En la comparación de las clavijas, la mayor elevación fue para las puntas trocar (81,6°C) a 2 kgf, mientras que las mínimas la generaron las puntas Hoffmann a 2 y 6 kgf.

Luego se realizaron idénticas mediciones con mechas del mismo diámetro, a fin de compararlas con las anteriormente obtenidas (Tabla 7).

Se concluyó que con el empleo de mechas la elevación térmica fue mucho menor que con las clavijas; manteniéndose el mismo concepto

TABLA 6
ELEVACIÓN TÉRMICA PARA CLAVIJA DE 1,75 mm PUNTA TROCAR, EN °C

	400 rpm	900 rpm	2.000 rpm
2kgf	89	81,6	67,0
6kgf	84	65,9	39,5

TABLA 7

900 rpm	Mecha de 1,75 mm	Punta bayoneta	Punta espada	Punta Hoffmann	Punta trocar
2 kgf	26,9°C	48,0°C	49,2°C	35,0°C	81,6°C
6kgf	13,7°C	19,8°C	16,8°C	11,9°C	65,9°C

con respecto al efecto de la fuerza durante la perforación (Gráfico 7).

Etapa 7

A fin de determinar diferencias provocadas por el cambio de diámetro, se repitieron las mediciones de la etapa anterior usando puntas similares pero de clavos de 3 mm de diámetro.

Se compararon además con los resultados de la etapa 1 (mechas de 3,2 mm) bajo circunstancias similares (Tabla 8).

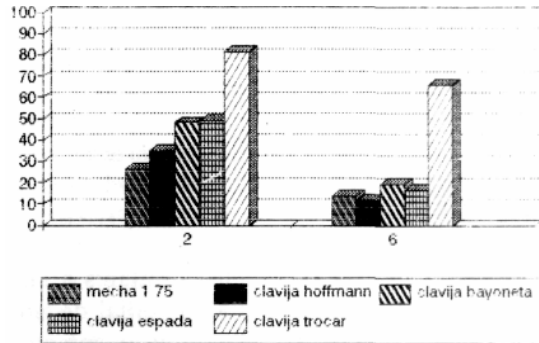


Gráfico 7. Comparación de la elevación térmica entre el uso de mechas de 1,75 mm y clavijas de 1,75 mm con diferentes tipos de puntas.

TABLA 8
CLAVOS DE 3 mm. COMPARACIÓN DE PUNTAS EN HUESO CORTICAL

900 rpm	Bayoneta	Espada	Hoffmann	Trocar
2kgf	58,2°C	44,3°C	34,4°C	94,6°C
6kgf	27,7°C	24,6°C	21,5°C	61,5°C

Las mayores temperaturas se registraron con la punta trocar tanto a 2 como a 6 kgf, mientras que la menor se registró con la punta de Hoffmann. Las otras dos puntas mostraron valores intermedios.

Para las mechas de 3,2 mm la elevación térmica fue francamente menor (Gráfico 8).

Se utilizaron dos tipos de punta bayoneta. En una, la hemipunta era cónica y en la otra trocar, o sea con dos caras.

Con la punta bayoneta de forma cónica a 6 kgf y 900 rpm se registraron 65°C, mientras que con la hemipunta tipo trocar, 27,7°C.

circulación sanguínea sobre la temperatura durante la perforación (tanto sobre la máxima como sobre su persistencia).

Las comprobaciones se realizaron durante la perforación con mechas y diferentes puntas de clavos y clavijas de 3 mm y 1,75 mm de diámetro.

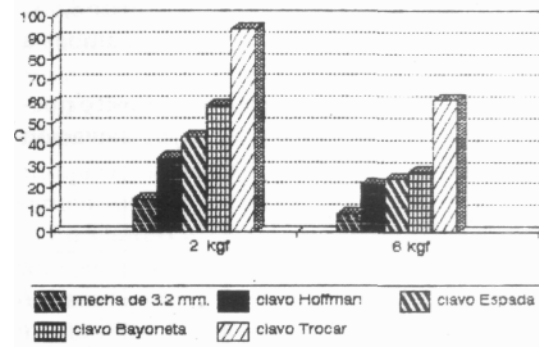


Gráfico 8. Comparación de puntas de clavos de 3 mm y mechas de 3,2 mm en hueso cortical.

TABLA 9

900 rpm	Mecha de 1,75 mm	Punta bayoneta	Punta espada	Punta Hoffmann	Punta trocar
2kgf	8,8°C	17,3°C	14,3°C	11,0°C	41,8°C
6kgf	4,3°C	11,3°C	15,3°C	7,5°C	20,8°C

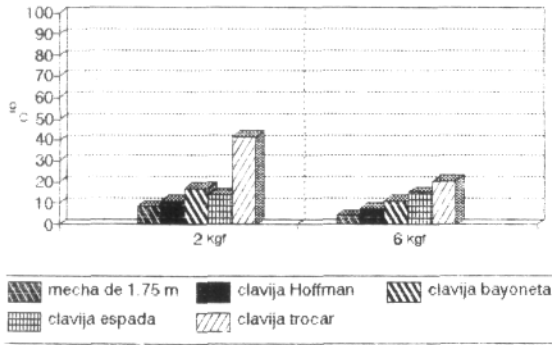


Gráfico 9. Comparación de elevación térmica entre clavijas de 1,75 mm y mechas del mismo diámetro.

Se produjeron experiencias similares a las realizadas, pero sobre la diáfisis tibial de un canino macho vivo, de 25 kg de peso, sometido a anestesia general inhalatoria en condiciones experimentales.

Cada tres mediciones se realizaba una osteotomía en rodaja para así acceder a las siguientes, hasta llegar a un *gap* de 4 centímetros, momento en el cual se realizó un injerto óseo.

Se utilizaron 900 rpm y 2 y 6 kgf, siendo el método de medición intraquirúrgico, similar al utilizado para los especímenes (termómetro de radiación).

Las clavijas fueron de 1,75 mm de diámetro con puntas trocar, espada, bayoneta y Hoffmann y las mechas de 1,75 mm (Tabla 9).

Las menores elevaciones térmicas se registraron con mechas de 1,75 mm, siendo de 8,8°C a 2 kgf de fuerza y de 4,3°C a 6 kgf, ambas a 900 rpm (Gráfico 9).

Para las clavijas, la punta trocar mostró nuevamente ser la que produce mayor elevación (41,8°C a 2 kgf y 20,8°C a 6 kgf).

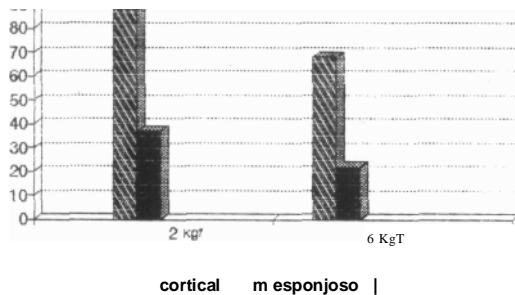


Gráfico 10. Clavo de 3 mm punta trocar. Comparación de elevación térmica entre hueso cortical y esponjoso.

TABLA 10

900 rpm-3 mm	Punta Hoffmann	Punta trocar
2 kgf	9°C	57°C
6 kgf	7°C	24°C

Con respecto a los clavos punta trocar y Hoffmann de 3 mm de diámetro, vemos en la Tabla 10 la notable diferencia de temperatura obtenida con una y otra punta.

Etapa 9

En la bibliografía internacional no encontramos datos sobre la respuesta térmica del hueso esponjoso a la perforación.

Se evaluó el efecto que provocan clavos de 3 mm con punta trocar bajo condiciones de perforación similares a aquellas utilizadas en el hueso cortical.

A 400 rpm se obtuvieron promedios de elevación térmica que fueron de 37,2 y 22 grados Celsius, trabajando a 2 y 6 kgf respectivamente (Tabla 11).

Comparando con los resultados obtenidos para hueso cortical se notan diferencias notables (Gráfico 10).

Medidas con los mismos parámetros, se observaron mayores variaciones entre las temperaturas de las diferentes perforaciones (repeticiones) que con respecto al hueso cortical.

Etapa 10

El objetivo fue el de verificar la influencia de la preperforación (*pre-drilling*) en las temperaturas máximas.

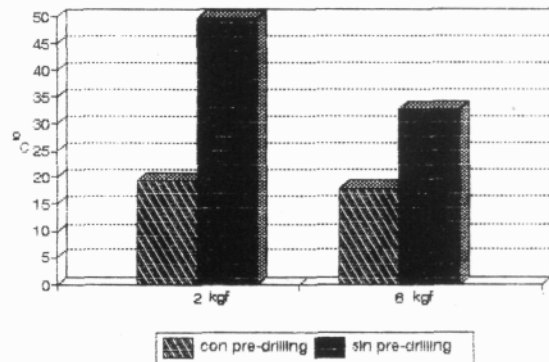


Gráfico 11. Elevación térmica en el hueso cortical canino cuando es perforado con clavos de Schanz de 4 mm punta trocar. Perforaciones con y sin *pre-drilling*.

TABLA 11

400 rpm	Hueso cortical	Hueso esponjoso
2 kgf	88,4°C	37,2°C
6 kgf	68,1°C	22,0°C

Empleamos clavos de Schanz con rosca de 4 mm de diámetro externo y de 3,2 mm de diámetro interno (alma). Realizamos las perforaciones en hueso cortical canino con y sin *pre-drilling*.

Las perforaciones se realizaron a 900 rpm y a 2 y 6 kgf de fuerza con diez repeticiones para cada variable.

Para realizar la perforación previa se empleó una mecha de 3,2 mm de diámetro, la que fue ampliada al colocar roscando el clavo de Schanz. Al mismo tiempo se iba registrando la temperatura de la cortical con el termómetro de radiación.

El empleo del *pre-drilling* determinó aumentos de temperatura significativamente inferiores. Tanto a 2 como a 6 kgf de fuerza fueron de 19,6 y 18°C respectivamente con respecto a los 49,6 y 32,7°C de elevación térmica que se obtuvieron sin el uso de *pre-drilling* (Gráfico 11).

Etapa 11

Prueba de clavijas de 1,75 mm, enfriadas a 5°C.

Las perforaciones fueron realizadas en especímenes con clavijas punta trocar empleando una velocidad de perforación de 900 rpm y presiones de 2 y 6 kgf de fuerza.

La elevación térmica resultante fue de 63,7 y 48,58°C a 2 y 6 kgf respectivamente.

Si se comparan los registros obtenidos al perforar con clavijas a temperatura ambiente se observa una diferencia de 17,9 y 17,3°C (a 2 y 6 kgf de fuerza) (Tabla 12).

DISCUSIÓN

En la literatura se menciona frecuentemente el efecto del calor durante la perforación mecánica del hueso.

Bonfield³ describe los cambios irreversibles que ocurren en el hueso a 50 grados Celsius. Rouïler¹² observó necrosis de osteocitos en el hueso de conejo expuesto a 50°C durante 1 minuto.

La fosfatasa alcalina ósea se inactiva a 56 grados Celsius^{9,10}.

TABLA 12

900 rpm	Clavijas de 1,75 mm a temperatura ambiente	Clavijas de 1,75 mm enfriadas a 5°C
2kgf	81,6	63,8
6kgf	65,9	48,6

Las opiniones sobre la forma de perforar el hueso para disminuir la elevación térmica difieren ampliamente.

Comenzamos con un modelo animal del trabajo en hueso humano realizado por Matthews e Hirsch⁹, con perforaciones con mechas de 3,2 mm nuevas y desafiladas.

Las menores temperaturas registradas se deben, a nuestro juicio, a la diferencia de espesor del modelo de hueso utilizado, existiendo una coincidencia total con la influencia de las diferentes variables de perforación.

Comparados ambos sistemas de medición de temperatura, los registros con termómetro de radiación fueron más altos que los obtenidos con las termocuplas. Esto se debe a que las mediciones fueron más exactas por obtenerse a través de un corte transversal del hueso en todo el espesor de la cortical, resultando a su vez más simple.

Coincidimos con Matthews⁹ en que la fuerza ejercida por el cirujano al perforar es una variable importante en la elevación de la temperatura del hueso. A mayor fuerza, menor elevación térmica resultante, menor número de revoluciones totales y menor tiempo de acumulación de calor friccional.

La elección de las fuerzas a 2,6 y 12 kgf fue también la propuesta por Matthews e Hirsch⁹, aunque en la práctica manualmente no se consiguen superar los 6 kgf.

En cuanto a la velocidad de perforación, constatamos su influencia con el uso de bajas fuerzas (2 kgf), mientras que cuando éstas aumentan (6 y 12 kgf) su importancia es menor.

Fue notable la comparación de clavos y clavijas de distintos diámetros.

La elevación térmica se relacionó inversamente con el diámetro (comparando a igual fuerza y revoluciones por minuto).

Esto quizás se explicaría al considerar que un mayor diámetro aporta una mayor superficie para la disipación de calor, contrariamente a lo que se supone sobre que a mayor diámetro existe mayor elevación térmica⁵. La masa

del metal (buen conductor térmico) también crece con el diámetro al cuadrado y almacena calor.

En la bibliografía consultada no se hallaron datos sobre la temperatura del hueso esponjoso al ser perforado; su medición en forma similar a la del cortical comprobó que su elevación térmica es considerablemente menor, probablemente por su estructura trabecular.

Dada la importancia del diseño de la punta de clavos y clavijas^{6,10}, la segunda fase de la experiencia se realizó con estos elementos.

Comprobamos, al igual que otros autores, que la punta trocar producía mayor elevación térmica que las otras tres, bayoneta, espada y Hoffmann, en ese orden.

Es interesante destacar que, comparando mechas con clavos y clavijas de diámetro similar, siempre con las primeras se evidenció menor temperatura.

Creemos que esto se relaciona con la menor superficie para almacenar o eliminar fragmentos óseos fuera del filo cortante y a que éstos no quedan atrapados entre la punta y la pared del orificio, donde actuarían aumentando la fricción y la producción de calor¹⁰.

Una de las críticas habituales al método de Ilizarov enfatiza la osteolisis provocada por las clavijas, sin tomar en cuenta que utilizadas como es habitual en nuestro medio (insertándolas con un perforador tomadas desde un extremo), la fuerza máxima que podemos ejercer es de 1,5 kgf. De esta manera provocamos una elevación térmica desmesurada (99,4°C para punta trocar).

Las pruebas hechas en hueso cortical de animal vivo tienen un solo correlato bibliográfico⁵, observándose siempre menor temperatura y menor persistencia comparada con la registrada en los especímenes.

CONCLUSIONES

Con el uso de mechas, las temperaturas en hueso canino no fueron tan elevadas como las medidas en huesos humanos⁹. Sin embargo, los resultados obtenidos en este estudio permiten afirmar:

- a) El filo del elemento perforante (mecha nueva) es la variable más importante en relación con el aumento térmico.
- b) Una adecuada fuerza de ataque es im-

prescindible pues la fuerza de perforación es inversamente proporcional a la elevación térmica obtenida.

c) La velocidad de perforación es, de los testeados, el factor de menor significación en el aumento térmico. Pese a ello, a mínimas fuerzas (2 kgf), las bajas revoluciones mejoraron la performance, en tanto que a fuerzas más altas (6 y 12 kgf) tuvieron un efecto inverso.

En clavos y clavijas

d) El efecto de la fuerza fue similar que para las mechas.

e) A mayor fuerza y velocidad, menor temperatura.

f) A mayor diámetro de las clavijas, menor temperatura.

g) Las puntas de clavijas y clavos tipo Hoffmann fueron las que menor elevación provocaron.

h) Todas las puntas de clavos y clavijas, independientemente de su diámetro, provocaron mayor elevación térmica que las mechas.

i) La perforación previa con mecha de menor diámetro demostró ser eficiente para disminuir la temperatura al introducir el clavo.

Como conclusión final de este trabajo, y comparándolo con nacionales e internacionales, podemos aseverar que para evitar las complicaciones relacionadas con la perforación ósea es indispensable la elección meticulosa del material, un profundo conocimiento del método y del instrumental a utilizar, así como una metodología protocolizada que nos permita comparar los resultados.

Agradecimientos

A! Dr. Tischler (INTI), por su asesoramiento científico. A la Dra. Kathyan Koralek, de la empresa Orthofix, por su provisión de material (instrumental científico). Al Sr. Raúl Carbone, de la empresa Fico, por la provisión gratuita de puntas de clavos de su fabricación.

BIBLIOGRAFÍA

1. Aron D, Dewey C: Application and postoperative management of external skeletal fixators. *Vet Clin North Am* 1992; 22 (1): 11-17.
2. Bennet RA, Egger EL, Histan, Ellis: Comparison of the strength and holding power of 4 pin designs for use in half pin (type 1) external fixation. *Vet Surg* 1987; 16 (3): 207-211.
3. Bonfield W, Li CH: The temperature dependence of the deformation of bone. *J Biomech* 1968; 1: 323-329.

4. Eriksson A, Albrektsson T: Thermal injury to bone. *Int J Oral Surg* 1982; 11: 115-121.
5. Egger E, Histan M: Effect of fixation pin insertion on the bone-pin interface. *Vet Surg* 1986; 15 (3): 246-252.
6. Halsey D, Flemming B, Pope MH: External fixator. Pin design. *Clin Orthop* 1992; 278: 305-312.
7. Hobkirk JA, Rusiniak K: Investigation of variable factors in drilling bone. *J Oral Surg* 1977; 35 (12): 968-977.
7. Lampropulos M: Consideraciones generales de los tutores. *Rev AAOT* 1994; 59 (Reseña 5): 125-126.
8. Matthews L, Hirsch C: Temperature measured in human cortical bone when drilling. *J Bone Jt Surg* 1972; 54-A: 297-308.
9. Matthews L, Green C: The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. *J Bone Jt Surg* 1984; 66-A (7): 1977-1083.
10. Pistani JR, Stéfano E: Tipos de clavos. *Rev AAOT* 1994; 59 (Reseña 5): 26-32.
11. Roullier C, Majno G: Morfhologische und chemische untersuchungen an kochen nach hitzecenwirkung. *Beitr z Path Anat* 1953; 113: 100-120.
12. Thompson H: Effect of drilling into bone. *J Oral Surg* 1958; 16: 22-30.
13. Uhthoff H: Mechanical factors influencing the holding power of screws in compact bone. *J Bone Jt Surg* 1973; 55-B (3): 633-639.