



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE CIENCIAS VETERINARIAS Y PECUARIAS
ESCUELA DE CIENCIAS VETERINARIAS

**COMPARACIÓN DE TEMPERATURAS DE POLIMERIZACIÓN DE MASA
EPÓXICA Y POLIMETILMETACRILATO Y SU CONDUCCIÓN DE CALOR A
TRAVÉS DE AGUJAS DE FIJACIÓN EXTERNA**

Nicole Butto Miranda

Proyecto de Memoria para optar
al Título Profesional de Médico
Veterinario
Departamento de Ciencias
Clínicas

PROFESOR GUÍA: JOSÉ IGNACIO ARIAS FERNÁNDEZ.
Facultad de Ciencias Veterinarias y Pecuarias, Universidad de Chile

SANTIAGO, CHILE
2015

RESUMEN

El polimetilmetacrilato (PMMA) es uno de los materiales más comúnmente utilizados como barra conectora en fijadores externos en Medicina Veterinaria, la polimerización de este material es un proceso exotérmico, que puede llegar a temperaturas sobre los 100 °C. Este calor se puede transmitir a través de las agujas de fijación ósea, presentándose como un peligro para el éxito de la cirugía, ya que se sabe que la temperatura de necrosis ósea es de 56 °C. La alternativa que se propone, es el uso de la masa epóxica (MEp), la cual se polimeriza a menos de 60 °C y posee similares características biomecánicas. En éste estudio se esperaba determinar la transferencia de calor desde el polímero a la aguja de fijación ósea. Para esto se realizaron mediciones en la masa con termocuplas, y en las agujas de fijación ósea con un termómetro infrarrojo. Se pudo confirmar que, la MEp polimeriza a temperaturas significativamente menores que el PMMA. Sin embargo, el sistema de medición en las agujas de fijación no fue eficiente. A pesar de esto, si se pudo determinar que existe un efecto disipador de las agujas de mayor calibre sobre las temperaturas alcanzadas por las masas de mayor volumen y además se puede concluir que MEp es un material adecuado y más seguro para ser utilizado como barra conectora con el fin de evitar producir necrosis ósea.

Palabras clave: Masa epóxica, metilmetacrilato, fijadores externos, necrosis térmica

ABSTRACT

Polymethylmethacrylate (PMMA) is one of the most commonly used as external fixators connecting bar material in Veterinary Medicine orthopedic surgery. The polymerization of this material is an exothermic process that can exceed 100 °C. This temperature can be transmitted through intramedullary pins, posing a real danger for the success of the surgery, since bone necrosis is known to occur at 56 °C. The proposed alternative is epoxy putty (MEp), which polymerizes at less than 60 °C and possesses similar biomechanical futures ones polymerized. In this study, it was expected to determine the heat transfer rate from the polymer to the intramedullary pins. To do this, the epoxy was measured with thermocouples and the intramedullary pins with infrared thermometers. It was confirmed that epoxy putty polymerizes at significantly lower temperatures than PMMA. However, the measuring system of the intramedullary pins was not efficient. Despite this, it was established that there exists a dissipating effect of the high caliber pins on the temperatures reached by the larger mixture, and, besides, it might be concluded that Epoxy putty is a safer and more suitable material to be used as a connecting rod in order to prevent bone necrosis.

Key Words: Epoxy Putty, methilmetacrylate, external fixation, thermic necrosis.

INTRODUCCIÓN

En el quehacer del Médico Veterinario, el área de las patologías músculo esqueléticas representan la tercera causal de consulta en la casuística diaria en clínica de pequeños animales (Villegas *et al.*, 2010). Dentro de ésta área, la resolución quirúrgica resulta ser la opción más comúnmente utilizada para solucionar la afección de los pacientes.

Los tejidos son capaces de soportar injurias, tanto químicas como físicas. No obstante a esto, cuando estas capacidades son sobrepasadas, se generan lesiones que pueden ser de carácter reversible o irreversible, dependiendo de la magnitud del daño y de la condición previa del tejido, lo que depende de la salud del paciente. El hueso, tejido conjuntivo mineralizado, vascularizado e inervado, es uno de los pocos tejidos capaces de regenerar completamente. Esto ocurre gracias a la capacidad propia del hueso de poseer una población de células osteoprogenitoras capaces de proliferar, migrar y diferenciarse, produciendo de ésta manera un tejido idéntico al preexistente (Petite *et al.*, 2000).

Cuando se pierde la continuidad normal del hueso se producen las denominadas fracturas, para lo cual existen diversos métodos, tanto quirúrgicos como no quirúrgicos para solucionarlas. Para lograr resultados óptimos y predecibles, la técnica a utilizar debe ser elegida en función de las características de la lesión y del paciente (Prieur y Sumner-Smith, 1984). Uno de los métodos utilizados para la resolución de fracturas es el uso de fijadores externos. Para ésta técnica se requieren tres componentes: 1) Agujas de fijación; 2) Dispositivos de conexión, que unen las agujas de fijación con el conector externo y; 3) conectores externos o barra conectora (Fossum *et al.*, 2009).

Temperatura crítica

Si bien el hueso tiene la capacidad de regenerarse de forma íntegra, las agresiones físicas, particularmente las causadas por calor, pueden llegar a producir, incluso, necrosis ósea. En los estudios realizados por Eriksson y Albrektsson (1983) y Eriksson *et al.* (1982), se determinó que la temperatura crítica necesaria para que ocurra tal fenómeno es de 56 °C, puesto que es en éste punto donde se comienza a producir la desnaturalización de las enzimas (fosfatasa alcalina). Incluso antes, en 1972, Lundskog señalaba que desde los 50 °C, por 30 segundos, hay alteración a nivel enzimático, tal como lo señalan posteriormente

Berman *et al.* (1984), quienes también describieron que la desnaturalización proteica comienza en la recién mencionada temperatura. Estos últimos autores determinaron, en estudios realizados en tibia de conejos sometidos a altas temperaturas durante un minuto, que la necrosis ósea con cambios morfológicos (pérdida del núcleo de los osteocitos y alteración de su distribución laminar normal) y trastorno en la capacidad regenerativa, se producen sobre los 70 °C, la cual incluso es visible en la zona cortical del hueso, por una marca de coloración oscura. Diferente es lo que ocurre en la médula, en donde los autores determinan que la necrosis se produce a partir de los 55 °C. Lo que no logran determinar es la temperatura de necrosis del hueso esponjoso, que por sus características, debería estar entre los 55 y 70 °C.

Eriksson y Albrektsson (1983) establecieron que a 47 °C existe daño a largo plazo, describiendo que después de tres semanas se genera un deterioro en los huesos de los pacientes. Esta temperatura es menor a la descrita como temperatura de necrosis, pero no por eso, menos dañina. Además, exponen el efecto deletéreo que tiene el calor sobre los implantes óseos. Augustin *et al.* (2008) coinciden con lo expuesto por los autores recién mencionados, insistiendo en la importancia de evitar exponer al hueso a altas temperaturas por la posibilidad de afectarlo y, por consiguiente, no lograr la fijación correcta de los implantes.

La determinación de la temperatura exacta de necrosis ósea es un valor difícil de definir, debido a las diferencias en el suministro sanguíneo y linfático, el tamaño óseo, la concentración de agua y el contenido mineral del hueso. Esto genera variaciones en la resistencia del hueso frente a un efecto térmico, por lo que es más prudente hablar de una gama de temperaturas que pueden generar efectos negativos, más que de un valor único (Berman *et al.*, 1984). Sherif (1999), por su parte habla de las diferencias que existen entre las especies, incluso las que existen entre propios huesos del cuerpo y las que hay en las diferentes partes del mismo hueso, además de los cambios que se producen en un mismo individuo a medida que se encuentra en cada etapa de la vida. Como lo demostrado por Whitehouse *et al.* (2014), quienes trabajaron con huesos humanos de pacientes geriátricos sometidos a temperaturas que se consideran seguras, 47 °C. Al realizar la evaluación de viabilidad se observó daño en los osteocitos. Esta diferencia la atribuyen a la mayor

sensibilidad de este tipo de hueso ante las agresiones térmicas que el de conejo, que es el más utilizado en los procesos de evaluación de resistencia térmica.

Eriksson y Albrektsson (1983) determinan que el daño no es sólo dependiente de la temperatura, sino que también del tiempo de exposición a la fuente de calor. Además, estos autores hacen énfasis en que si bien se determinó una temperatura que produce necrosis en el hueso, ello no significa que bajo mencionadas temperaturas los tejidos estén seguros, ya que existen efectos como retraso en la cicatrización y disminución de la irrigación, entre otros.

Los tejidos blandos se ven afectados desde los 41 °C, como lo describe Eriksson *et al.* (1982), en donde se puede ver tumoración y aumento leve del flujo sanguíneo. Berman *et al.* (1984), determinaron que con la aplicación directa del polimetilmetacrilato (PMMA) se puede generar necrosis de coagulación, ya que ésta ocurre con temperaturas sobre 70 °C.

Consecuencias de necrosis térmica

Berman *et al.* (1984), describen que el daño producido por altas temperaturas es una de las causas de falla en los fijadores externos, al igual que Whitehouse *et al.* (2014), quienes determinaron, en un estudio de prótesis de cadera, que las agresiones térmicas pueden contribuir a la pérdida de fijación de los aparatos. Sherif (1999) argumenta que el éxito de la cirugía dependerá de la recuperación y el estado del hueso, el cual, por el efecto térmico, sufre cambios como hiperemia, necrosis, fibrosis, degeneración de los osteocitos y aumento de la actividad osteoclástica. El mismo autor recién mencionado, en su estudio de implantes dentales, determina que el calor genera cambios en la estructura reticular del hueso, ya que a 50 °C por 1 minuto se genera alteración de la hidroxiapatita, lo que sería una de las causas de movimiento de los implantes posterior a la cirugía.

Otro aspecto a considerar, es que una vez que se produce una lesión en el tejido, sea por traumatismo o producto de la cirugía, los detritos celulares, sumados a tejido necrótico, son un sustrato ideal para el crecimiento bacteriano, con posibles consecuencias como infecciones locales. Poniendo en peligro el resultado de la cirugía e incluso, en los casos más extremos, de difundirse al resto del organismo. Leunig y Hertel (1996), hablan de que no se debe olvidar que la piel es una barrera natural, por lo que cualquier alteración a éste

nivel aumenta el posibilidad de contaminación con microorganismos, situación que debe ser controlada para evitar problemas con los fijadores, además de mencionar la importancia de mantener la integridad de los tejidos blandos y el flujo sanguíneo, para una adecuada respuesta a los manejos posteriores, como terapias antimicrobianas, entre otras. Particularmente, Whitehouse *et al.* (2014), en su estudio de cirugía de reemplazo de cadera, mencionan que la pérdida de adherencia entre el PMMA con el hueso, posiblemente es causada por la necrosis térmica, la que genera pérdida de la asepsia del lugar, traduciéndose finalmente en falla de la prótesis.

Masa epóxica y polimetilmetacrilato

Existen variados métodos y materiales para rectificar una lesión ósea. Uno de ellos es el uso de fijadores externos, técnica que utiliza clavos que se insertan en el hueso y se unen entre sí mediante una barra conectora, con el fin de estabilizar y permitir la recuperación ósea (Fossum *et al.*, 2009). Es en la última parte de la construcción de ésta técnica donde existen variadas posibilidades de materiales que se pueden utilizar, como: acero inoxidable, aleaciones de titanio, fibra de carbono y barras de aluminio. Por otra parte se pueden ocupar sustancias poliméricas, que se pueden moldear y adoptar la forma requerida (*Free Form Fixation*). Estos últimos, poseen una ventaja sobre los fijos, puesto que los clavos pueden adoptar diferentes direcciones e interconexión, sin necesidad de ser guiados por la barra conectora (Roe y Keo, 1997; De La Puerta *et al.*, 2008; Fossum *et al.*, 2009; Amsellem *et al.*, 2010).

Provenzano *et al.* (2004) determinaron que se deben tener en consideración ciertos aspectos al utilizar estos compuestos químicos como barra conectora, siendo uno muy importante, la interacción con el hueso y tejidos circundantes. Por otro lado, Roe y Keo (1997) abordan las características físico-químicas y biomecánicas, como la flexibilidad y dureza. Entre las desventajas de utilizar químicos como barra conectora, está el aumento de temperatura que existe en el momento en que el producto se polimeriza, lo cual puede llegar a provocar una lesión térmica y tal como se describió anteriormente, pone en peligro el resultado de la cirugía (Berman *et al.*, 1984; Provenzano *et al.*, 2004).

Desde la década de 1960, uno de los compuestos químicos mayormente utilizados como barra conectora es el PMMA (Provenzano *et al.*, 2004), el cual es una resina acrílica que se debe poner en moldes para que adopte la forma deseada, solidificándose en 15 minutos (Roe y Keo, 1997). Es un material con buenas características biomecánicas y de costos bajos comparado con los materiales tradicionales usados como barra conectora (Martinez *et al.*, 1997). Para un óptimo resultado es de suma importancia el proceso de preparación del material, puesto que se deben seguir estrictamente las especificaciones del fabricante para lograr resultados óptimos. Si estas consideraciones no se respetan pueden verse afectadas la fuerza, firmeza y elasticidad del PMMA (Amsellem *et al.* 2010; Provenzano *et al.*, 2004). Para que este material cumpla su función, se debe polimerizar. Este proceso es exotérmico y en el caso del PMMA, puede alcanzar temperaturas de 100 a 110 °C, como lo determinó Berman *et al.* (1984). Esto fue estimado en experimentos realizados *in vitro*, en donde el pico de temperatura se produjo en el centro del polímero y fue descendiendo a medida que se acercaba al exterior, sitio en el cual se alcanzan temperaturas de 40 a 45 °C más bajas que en el centro. Lo anteriormente señalado es dependiente del espesor de la masa, puesto que en un milímetro de grosor la temperatura alcanza los 41 °C, pero si se aumenta a 6-7 milímetros, se alcanzan los 60 °C. En el estudio de Little *et al.* (2007) en un espesor de 1.5 mm se alcanzaron temperaturas de 45.4 °C, mientras que en un espesor de 0.5 mm se alcanzaron solo 32.7 °C.

Un estudio similar fue realizado por Whitehouse *et al.* (2014), quienes probaron las temperaturas alcanzadas por en PMMA en dos diferentes espesores de masa, en 5 mm y 7 mm, determinando que en el primer caso se alcanzaron temperaturas de hasta 54 °C en el centro de la masa, mientras que en el segundo grupo 76.8 °C. Webb y Spencer (2007) también hacen notar el problema que existe al momento de aumentar el grosor de la capa de PMMA, además de detectar el efecto deletéreo del calor a mayor profundidad en los osteocitos, comparado con una capa más delgada, en donde el daño tiene un menor alcance. De esto, se puede desprender que existe una relación entre grosor de la masa y generación de calor, que según Whitehouse *et al.* (2014) y Webb y Spencer (2007) este proceso alcanza 1.4 a 1.7×10^8 J/m³, lo que equivale a 52 KJ / mol.

Martinez *et al.* en el año 1997 realizaron un estudio que demostró que existe transmisión de calor desde el PMMA hacia las agujas de fijación ósea. Incluso demuestran que las temperaturas registradas en el clavo exceden los 55 °C, por el tiempo suficiente para generar necrosis térmica. Además, determinaron que en las agujas de mayor diámetro las temperaturas sondeadas son significativamente mayores a las de menor diámetro y que mientras más cerca de la masa las temperaturas son más altas, pudiendo generar daños en el hueso. Otro problema asociado al uso de PMMA es que se demostró que en la última etapa de la polimerización existe una disminución del volumen del polímero, (Webb y Spencer, 2007), lo que puede generar movimientos posteriores que pueden afectar el resultado de la estabilidad del fijador.

La masa epóxica (MEp) es una alternativa al uso del PMMA, producto de dos partes que deben ser mezcladas hasta la homogenización y que tarda 10 a 20 minutos en solidificar (Roe y Keo, 1997). Su temperatura de polimerización oscila entre los 22 y 26 Kcal/mol, lo que equivale aproximadamente, a 48-57 °C (Klute y Viehmann, 1961).

Al momento de comparar estos materiales Roe y Keo (1997), demuestran que la MEp tiene mayor módulo elástico, similar fuerza y una dureza levemente menor. En cuanto a los tiempos de espera para lograr que la masa solidifique, la demora es similar entre ambos químicos. Con respecto al manejo, se considera que es más cómodo trabajar con la MEp que con el PMMA, ya que la primera es una masa pastosa y no un líquido (Roe y Keo, 1997). A pesar de lo anteriormente mencionado, según Sherif (1999), independiente del material que se utilice, es importante la preparación del lugar en donde se realizará la cirugía, para asegurar la conservación de los fijadores.

De acuerdo a lo antes señalado, se puede considerar que la MEp es equivalente en cuanto a sus propiedades mecánicas con el ampliamente utilizado PMMA. Si bien no está tan estudiada como su contraparte, ya se está comenzando a utilizar como barra conectora de fijador externo en la cirugía diaria (De La Puerta *et al.*, 2008).

Con todo esto en consideración, se hace necesario explorar las diferencias que existen en la polimerización de estos dos compuestos y la transferencia de calor que se produce a través de las agujas de fijación.

HIPÓTESIS

La masa epóxica tiene menor temperatura de polimerización y transferencia de calor a través de los clavos de fijación externa en comparación con el polimetilmetacrilato.

OBJETIVO GENERAL

Comparar la temperatura de polimerización y la transferencia de calor del polimetilmetacrilato y la masa epóxica hacia tutores externos de 3 mm y de 5 mm.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Medir la temperatura de polimerización de la masa epóxica y del polimetilmetacrilato.
2. Medir la temperatura en las agujas de fijación externa de 3 mm y de 5 mm que están en contacto con la masa epóxica y el polimetilmetacrilato.
3. Comparar la conducción de calor desde el polimetilmetacrilato y la masa epóxica a las agujas de 3 mm y de 5 mm.

MATERIALES Y MÉTODOS

El presente trabajo se llevó a cabo en el Laboratorio de Biomedicina Regenerativa (BiMre), del Departamento de Ciencias Clínicas de la Facultad de Ciencias Veterinarias y Pecuarias, de la Universidad de Chile.

Se recreó un fijador externo en condiciones de laboratorio para determinar la posible transferencia de calor que existe desde la barra conectora a través de los tutores externos.

Preparación barra conectora fabricada con masa epóxica.

Se utilizó tubo corrugado de circuito cerrado de anestesia (22 mm de diámetro) del cual se cortaron 10 segmentos de 3 cm y 10 segmentos de 5 cm, en los cuales se introdujo la MEp, que en este caso es POXILINA[®] 10 minutos de dos componentes, la cual se cortó y pesó mediante el uso de la pesa digital SudeLab[®]. Una vez obtenida la medida requerida se mezcló por dos minutos hasta obtener una masa homogénea como lo indica el fabricante.

Montaje

Se formaron cuatro grupos. Para cada uno se realizaron cinco repeticiones.

Grupo 1: Se utilizó el tubo de 3 cm, el cual contenía 20 mg de MEp. Esto posteriormente fue insertado en un clavo de Kirschner de 3 x 250 milímetros marca Kruuse[®] a 2 cm de profundidad.

Grupo 2: Se utilizó el tubo de 5 cm, el cual contenía 40 mg de MEp. Esto posteriormente fue insertado en un clavo de Kirschner de 3 x 250 milímetros marca Kruuse[®] a 2 cm de profundidad.

Grupo 3: Se utilizó el tubo de 3 cm, el cual contenía 20 mg de MEp. Esto posteriormente fue insertado en un clavo de Kirschner de 5 x 250 milímetros marca Kruuse[®] a 2 cm de profundidad.

Grupo 4: Se utilizó el tubo de 5 cm, el cual contenía 40 mg de MEp. Esto posteriormente fue insertado en un clavo de Kirschner de 5 x 250 milímetros marca Kruuse[®] a 2 cm de profundidad.

Preparación barra conectora fabricada con polimetilmetacrilato

Se utilizó tubo corrugado de circuito cerrado de anestesia (22 mm de diámetro) del cual se cortaron 10 segmentos de 3 cm y 10 segmentos de 5 cm, posteriormente se preparó el PMMA en una relación de 2:1. Por lo que se pesaron 9 mg de acrílico rosado autocurable marca Marche[®] que se mezclaron con 4.5 ml del monómero autocurable de la misma marca, que se introdujeron en los tubos de 3 cm. Mientras que en los tubos de 5 cm se utilizaron 18 mg de acrílico rosado y 9 ml de monómero. Se usaron estas medidas ya que son el equivalente en volumen de la MEp.

Montaje

Al igual que en el caso anterior, se formarán cuatro grupos experimentales. Para cada uno se realizarán cinco repeticiones.

Grupo 5: Se utilizó el tubo de 3 cm, el cual contenía 13.5 mg de PMMA. Esto posteriormente fue insertado en un clavo de Kirschner de 3 x 250 milímetros marca Kruuse[®] a 2 cm de profundidad.

Grupo 6: Se utilizó el tubo de 5 cm, el cual contenía 27 mg de PMMA. Esto posteriormente fue insertado en un clavo de Kirschner de 3 x 250 milímetros marca Kruuse[®] a 2 cm de profundidad.

Grupo 7: Se utilizó el tubo de 3 cm, el cual contenía 13.5 mg de PMMA. Esto posteriormente fue insertado en un clavo de Kirschner de 5 x 250 milímetros marca Kruuse[®] a 2 cm de profundidad.

Grupo 8: Se utilizó el tubo de 5 cm, el cual contenía 27 mg de PMMA. Esto posteriormente fue insertado en un clavo de Kirschner de 5 x 250 milímetros marca Kruuse[®] a 2 cm de profundidad.

Tabla 1. Detalle de los grupos experimentales según material y volumen de polímero a utilizar.

Grupo	Material	Tamaño aguja	Volumen	Repeticiones
1	MEp	3x250 mm	20 mg	5
2	MEp	3x250 mm	40 mg	5
3	MEp	5x250 mm	20 mg	5
4	MEp	5x250 mm	40 mg	5
5	PMMA	3x250 mm	13.5 mg	5
6	PMMA	3x250 mm	27 mg	5
7	PMMA	5x250 mm	13.5 mg	5
8	PMMA	5x250 mm	27 mg	5

Abreviaciones: MEp, masa epóxica; PMMA, polimetilmetacrilato.

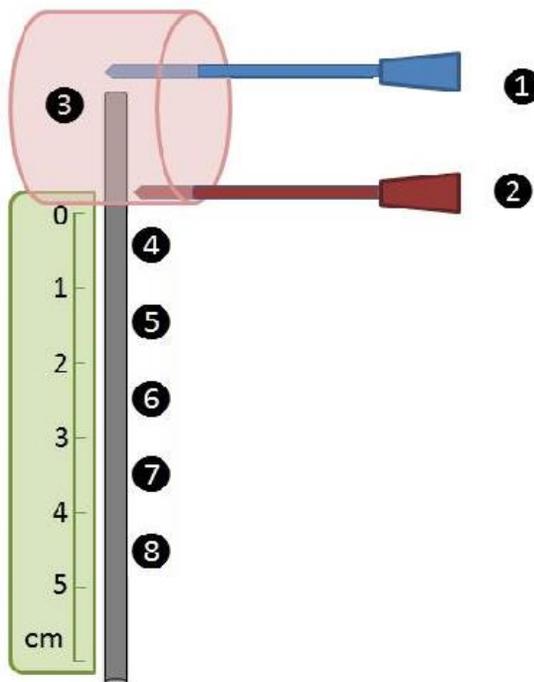
Medición de temperatura

Para determinar la transferencia de calor de la masa a los tutores externos, se realizaron mediciones a lo largo de la aguja de fijación en una extensión de 5 cm desde el polímero. Para saber cómo se distribuye el calor, las evaluaciones se realizaron cada 1 cm, lo que nos da un total de 5 zonas de medición en cada aguja de fijación. La estructura se mantuvo en un soporte metálico para evitar movimiento o pérdida/ganancia de calor por factores externos.

Todo el proceso experimental se efectuó en una sala a 24 °C. La determinación de la temperatura al centro de la masa se realizó con el termómetro electrónico “Bante pHs-3bw microprocessor pH mV/ temperature meter”, mientras que el exterior de la masa fue testeado con el termómetro electrónico marca Thermistor® HI 93503, HANNA INSTRUMENTS S.L. Simultáneamente se midió la temperatura de la masa y de la aguja ósea en cinco lugares a 1 cm cada una con el termómetro infrarrojo Benetech® GM 300, que se encontraba situado a 20 cm del fijador externo. Todas las mediciones fueron registradas cada 30 segundos por un periodo de 11 minutos.

Los datos se recolectaron en un documento Excel.

Imagen 1. Esquema de ubicación de puntos de medición de temperatura. 1: Medición de la temperatura interna de la masa con termocupla; 2: Medición de la temperatura externa de la masa con termocupla; 3: Medición de la temperatura externa de la masa con termómetro infrarrojo; 4-8: Medición de la temperatura de la aguja de fijación con termómetro infrarrojo.



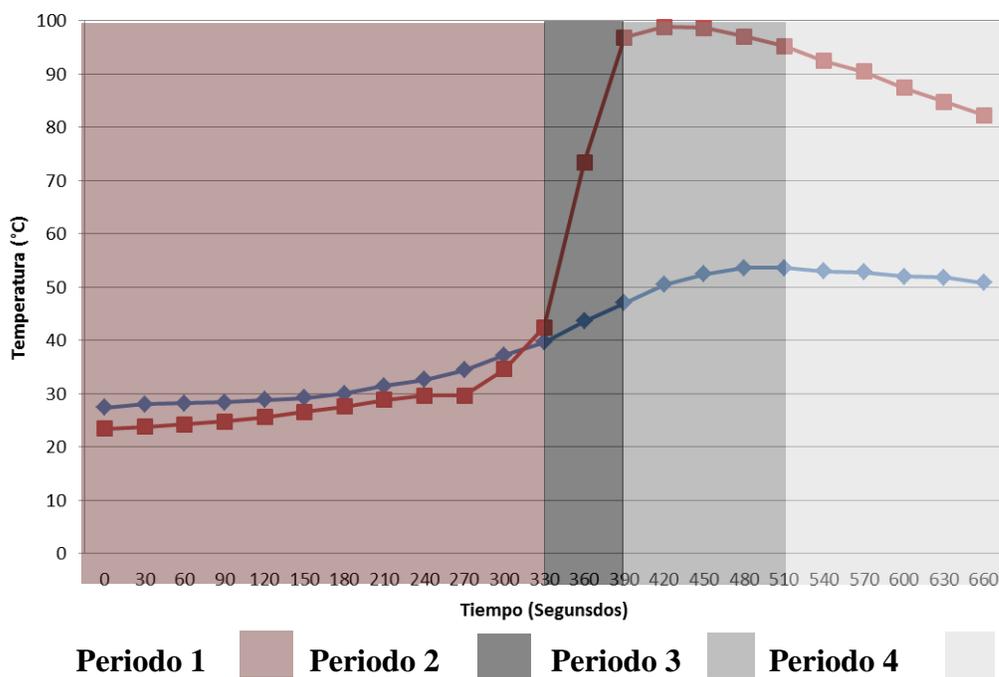
Evaluación de los datos

Los análisis estadísticos se realizaron utilizando el programa Infostat[®]. Los resultados fueron agrupados bajo el criterio de volumen de masa utilizado y diámetro de la aguja de fijación, posteriormente fueron analizados mediante la prueba de Shapiro Wilk para evaluar si tenían distribución normal, obteniéndose un resultado positivo, por lo que se realizó el análisis de varianza y posterior comparación con la prueba de Fisher, con una sensibilidad de 0,01 %.

RESULTADOS

Los experimentos de éste estudio tuvieron una duración de 660 segundos (11 minutos) para todos los grupos experimentales. Cada 30 segundos se registraban las mediciones con las termocuplas y se realizaban las mediciones con el uso del termómetro infrarrojo, lo que nos entrega 22 momentos de detección, tiempo en el cual se evidencia la forma en que ambos polímeros aumentan de temperatura. Para hacer más sencilla la comprensión de los tiempos utilizados, hablaremos de cuatro periodos. El primero, comprende desde el tiempo 0 a los 330 segundos; el siguiente, que es desde los 330 a 390 segundos, el tercero va desde los 390 a 510 segundos y finalmente el cuarto, va desde los 510 a 660 segundos. Imagen 2.

Imagen 2. La duración del experimento es de 660 segundos, se divide en 4 periodos en función de los eventos que ocurren durante la polimerización de la MEp y el PMMA. La línea roja (-■-) representa el PMMA y la línea azul (-◆-) la MEp.



Abreviaciones: MEp, masa epóxica; PMMA, polimetilmetacrilato.

El PMMA aumenta de temperatura en el periodo de tiempo comprendido entre los 0 a 330 segundos, este aumento es independiente del volumen de masa y del diámetro del clavo utilizado, en tres de los cuatro casos, particularmente, en el grupo en el que se utilizó un clavo de 3 mm y un volumen de 13.5 mg, el aumento fue mucho más evidente (anexo 1). En el segundo periodo, el alza de temperatura es similar al ocurrido en el primer periodo, pero solo en 60 segundos (anexo 2).

En el caso de la MEp las diferencias entre el primer y el segundo periodo tampoco son significativas, pero en comparación, son menores que las registradas en PMMA (anexo 3 y 4). Como en el inicio el alza de temperatura es paulatina y no se alcanzan rangos que se consideren nocivos, los datos del primer periodo no serán considerados para los estudios estadísticos, ya que de hacerlo, los resultados son inferiores a los reales, subestimando los resultados obtenidos.

Temperatura máxima de polimerización

Para su determinación, se evaluaron todos los datos registrados y se promediaron para obtener la temperatura máxima de cada polímero.

Diferencias significativas fueron detectadas al realizar ésta evaluación, mientras que la MEp llega a 47, 8 °C en la superficie de la masa y el PMMA lo hace a 72,1 °C, lo que se traduce en una diferencia de 24,3 °C. Similar a lo que ocurre con la temperatura en el centro de la masa, en donde la MEp alcanza 50 °C y el PMMA 90,7 °C, generando una diferencia de 40,7 °C. En ambos casos las diferencias de temperatura son estadísticamente significativas. Tabla 2.

Tabla 2. Comparación de la temperatura interna y externa entre los polímeros.

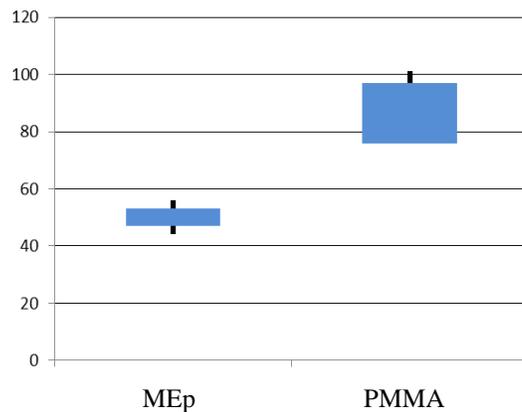
	MEp	PMMA	Diferencia
Centro	50 °C	90,7 °C	40,7 °C
Superficie	47,8 °C	72,1 °C	24,3 °C

Abreviaciones: MEp, masa epóxica; PMMA, polimetilmetacrilato.

(*) Indica diferencias estadísticas significativas (p<0.01)

Es importante destacar que para este estudio la temperatura al centro de la masa es el dato de mayor interés, ya que es en este lugar donde se sitúa la aguja de fijación ósea, por lo que es desde este lugar en donde se transmite el calor. Gráfico 1.

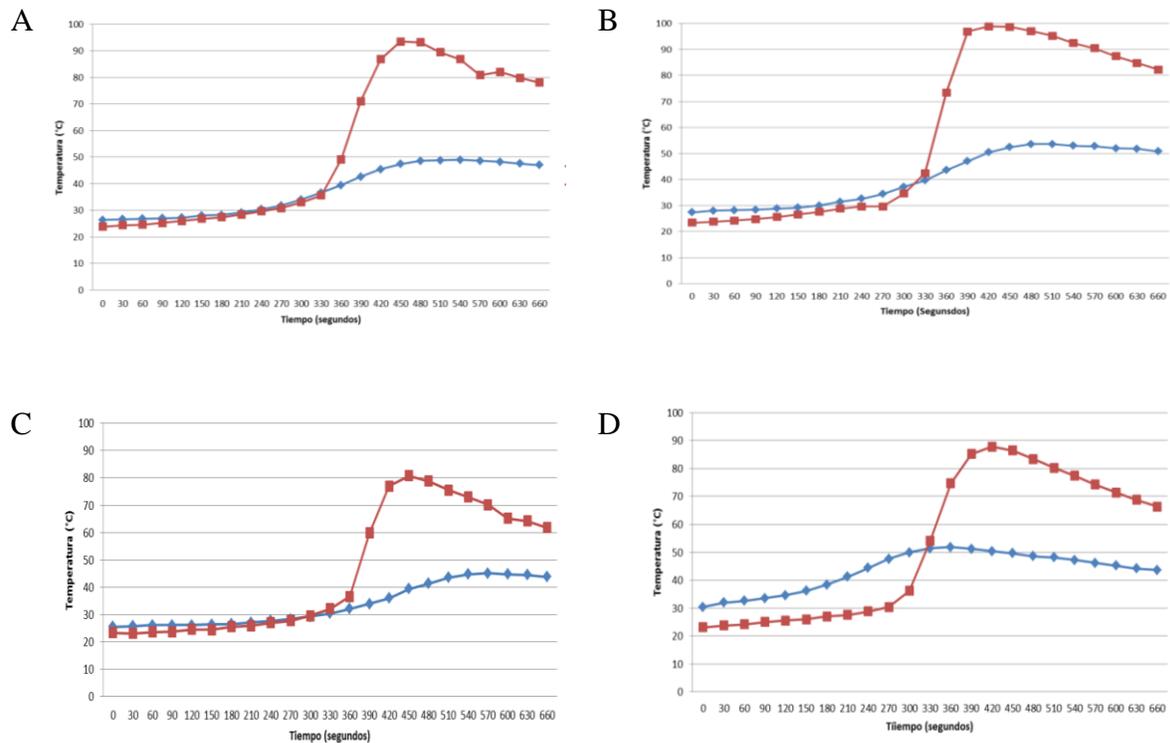
Gráfico 1. Boxplot de la distribución de las temperaturas captadas en los centros de la MEp y el PMMA.



Abreviaciones: MEp, masa epóxica; PMMA, polimetilmetacrilato.

En cuanto al tiempo en que se alcanzan estas temperaturas, y el tiempo en que se mantienen en ellas, las diferencias en el comportamiento también son reveladoras. El PMMA tiene un aumento exponencial en el segundo periodo, llega rápidamente al máximo en el tercero y desde este comienza a disminuir de forma paulatina. Diferente es lo que ocurre con la MEp, la que también en el segundo periodo comienza a aumentar, pero no llega a temperaturas tan altas. Lo mismo ocurre en el tercer periodo, en donde llega a su máxima temperatura, pero que es muy similar a las encontradas en el segundo. El comportamiento entre ambos polímeros es similar en cuanto a los tiempos en que comienza el aumento de temperatura más evidente, cuando se alcanzan los máximos y cuando la temperatura va decreciendo, pero la MEp adquiere temperaturas más bajas, por lo que las curvas son notoriamente diferentes (gráfico 2). En ninguno de los casos el tiempo fue suficiente para alcanzar la temperatura ambiente nuevamente, pero se ve como en el cuarto periodo la temperatura solo decrece.

Gráfico 2. Gráficos de las temperaturas captadas en las diferentes situaciones experimentales. **A.** Gráfico con volumen de 33 mg y clavo de 5mm; **B.** Gráfico con volumen de 33 mg y clavo de 3 mm; **C.** Gráfico con volumen de 17 mg y clavo de 5 mm; **D.** Gráfico con volumen de 17 mg y clavo de 3 mm. La línea roja (■) representa el PMMA y la línea azul (◆) la MEp.



Comparación entre temperaturas internas y externas

Al momento de comparar la temperatura interna y la externa sobre la misma masa, se determina que en la MEp la diferencia entre ambas temperaturas es inferior a 2 grados, lo que no representa una diferencia estadísticamente significativa, mientras que en el PMMA la diferencia llega a 20 °C aproximadamente, siendo estadísticamente significativa, esto puede ser explicado por el aumento repentino de temperatura, que no permite que el calor al centro de la masa se disipe de la misma manera. Como la temperatura en la MEp

aumenta de forma mucho más paulatina y, además, no alcanza temperaturas tan altas, la temperatura es mucho más homogénea en toda la masa. Tabla 3.

Tabla 3. Diferencia de temperatura interna y externa entre el PMMA y la MEp.

Material	Volumen	Diferencia de temperatura
MEp	17 cm ³	2,74 °C
MEp	33 cm ³	1,78 °C
PMMA	17 cm ³	18,31 °C
PMMA	33 cm ³	21,76 °C

Abreviaciones: MEp, masa epóxica; PMMA, polimetilmetacrilato; SDES, sin diferencia estadísticamente significativa; DES, diferencia estadísticamente significativa

(*) Indica diferencias estadísticas significativas (p<0.01)

Comparación entre centros de temperatura

Se evaluaron los datos de masas del mismo volumen, pero se hizo énfasis en comparar los diámetros de los clavos para saber si existía alguna incidencia por parte de éste componente. Al evaluar los cuatro grupos, se encuentran diferencias significativas en todos ellos, reafirmando la idea de que existe gran discrepancia entre ambos materiales. Además de éste hallazgo, se determinó que existen diferencias entre el uso de clavos de 3 mm y de 5 mm, siendo más bajas las diferencias de temperatura entre los clavos de mayor calibre, lo que nos da un indicio de que el diámetro del clavo puede tener algún efecto sobre la temperatura del polímero. Tabla 4. Para determinar cuál es la incidencia real de las agujas de fijación óseas, es necesario evaluar el cambio de temperatura que ocurre en éstas.

Tabla 4. Diferencias de temperaturas captadas entre los centros de la MEp y el PMMA en igualdad de tratamiento, grosor de aguja de fijación y volumen.

	Volumen de 17 cm ³	Volumen de 33 cm ³
Clavo de 3 mm	30,6 °C	40,6 °C
Clavo de 5 mm	28,8 °C	36,8 °C
Diferencia de temperatura	1,8 °C	3,8 °C

Comparación entre temperatura de los clavos

En esta etapa final del proceso experimental, después de que los datos fueron medidos, tabulados y evaluados estadísticamente, se evidencia de que existe una deficiencia en la metodología del termómetro infrarrojo, y que los resultados que este entrega no son confiables. La explicación que se propone para este acontecimiento es que el instrumento “termómetro infrarrojo Benetech® GM 300”, no tuvo la capacidad suficiente para detectar cambios de temperatura en las agujas óseas ya que la superficie es escasa. Por esta misma razón, la transmisión de temperatura desde la masa hasta los clavos no se puede detectar, no pudiendo lograr obtener los resultados que expliquen o dilucidan la transferencia de calor.

Tabla 5. Registro de temperaturas captadas en el centro del polimetilmetacrilato y la masa epóxica y tiempo transcurrido para alcanzar los límites máximos de temperatura.

Medida	MEp		PMMA	
	17cm ³	33cm ³	17cm ³	33cm ³
T° promedio (°C)	44,6	49,5	74,5	88,2
T° mínima (°C)	31	39	37	55
T° máxima (°C)	52	56	94	101
>47 °C (seg)	0/10	9/10	10/10	10/10
>56 °C (seg)	0/10	0/10	10/10	10/10
>60 °C (seg)	0/10	0/10	10/10	10/10
>70 °C (seg)	0/10	0	7/10	10/10

Abreviaciones: MEp, masa epóxica; PMMA, polimetilmetacrilato.

DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Consideraciones *in vivo*, *in vitro* y *ex vivo*

Lo ideal al realizar un proceso experimental, es que éste sea lo más similar a la realidad, por lo que los estudios *in vivo* serían lo más representativo. Ejemplos de esto son los estudios realizados por Lundskog (1972), Eriksson *et al.* (1982), Eriksson y Albrektsson (1983), Berman *et al.* (1984), Sherif (1999), Webb y Spencer (2007), Whitehouse *et al.* (2014), quienes rechazan los estudios *ex vivo* por no considerar variables que pueden repercutir en variaciones importantes en los resultados, como el efecto del flujo sanguíneo como disipador del calor. No obstante, este estudio fue realizado en condiciones de laboratorio, como lo realizado por Harving *et al.* (1991) y Little *et al.* (2007) debido a los beneficios que encontramos en éste sistema de trabajo, como la posibilidad de realizar numerosas repeticiones y no representar ningún tipo de cuestionamiento a nivel bioético.

Pese a que se presentan diferencias en el método de trabajo utilizado por los autores, todos concuerdan en que existe un efecto deletéreo sobre los tejidos producido por el calor, el cual debe ser evitado para no afectar el éxito de la cirugía o incluso, lesiones en nuestros pacientes. Sin embargo, el efecto térmico no está solo asociado a ciertas temperaturas críticas, sino que también al tiempo en que estas se mantienen. Como se aprecia en los experimentos realizados en éste estudio, la MEp y el PMMA, tienen prácticamente los mismos tiempos de fraguado, esto se puede ver claramente en las curvas del gráfico 2 la conducta del aumento de temperatura es prácticamente igual en ambos materiales, siendo la gran diferencia, la temperatura alcanzada por cada polímero. Como lo mencionan Roe y Keo en el año 1997, ésta característica de tener tiempos similares de fraguado, hace que la MEp sea un material altamente recomendable como barra conectora de fijadores externos.

Efecto del volumen

Autores como Berman *et al.* (1984), Little *et al.* (2007) y Whitehouse *et al.* (2014), trabajaron con polímeros utilizados como cemento óseo para adherir prótesis directamente al hueso, siendo aplicado en amplias superficies pero con grosores no mayores a 10 mm. Llegando a la conclusión de que existe una correlación entre el volumen utilizado y temperatura registrada. Todos concuerdan en que la temperatura es mayor a medida que

aumenta el grosor de la capa de polímero. Los mismos resultados fueron detectados en el presente estudio a pesar de que las situaciones experimentales fueron diferentes, siendo en este caso evaluado el volumen requerido para confeccionar una barra conectora de fijador externo, por lo que se trabajó con una distribución diferente y con volúmenes mucho mayores.

Además, en este estudio se registraron temperaturas mayores a los 100 °C en el PMMA, lo que concuerda con lo expuesto por autores como Lundskog (1972), Eriksson *et al.* (1982), Eriksson y Albrektsson (1983) y Berman *et al.* (1984) entre otros. Lo mismo ocurrió con la temperatura de polimerización de la MEp, en donde se registraron temperaturas de no más de 52 °C, resultados muy similares a los encontrados por Klute y Viehmann, (1961) al trabajar con un aparato de medición térmica construido por ellos, quienes también obtuvieron datos similares fueron Arias *et al.* (2015), al evaluar la temperatura de polimerización de diferentes volúmenes de MEp mediante el uso de una termocupla insertada en el centro de la masa, para realizar mediciones tentativas previas a su uso como barra conectora de fijador externo.

La cantidad de cada polímero utilizado en este estudio, fue determinado por el volumen del recipiente más comúnmente utilizado como contenedor, por lo que no fue una decisión azarosa. Es posible que se considere que para alcanzar temperaturas menores se disminuya el volumen de polímero utilizado, pero como lo determina Martínez *et al.* (1997), la reducción en el volumen de la masa se correlaciona en una disminución en la rigidez de la barra conectora, lo que es un peligro para la estabilidad del fijador.

Sistemas de medición de temperatura

Como lo menciona Sherif (1999), se debe realizar una buena elección de los sistemas de medición térmica, por lo que siguiendo la lógica de trabajos de la misma línea, se decidió utilizar termocuplas para las mediciones de las masas, como lo hicieron Little *et al.* (2007) y Whitehouse *et al.* (2014) en sus estudios, sin embargo, no existe un protocolo definitivo para realizar este tipo de mediciones, como se aprecia al evaluar lo declarado por Sherif (1999), quien discute el uso de termocuplas y recomienda sistemas de detección infrarroja para las mediciones de la masa. En cuanto a las mediciones en la aguja de fijación ósea, a

diferencia de lo que realizó Martínez *et al.* (1997), se optó por utilizar un termómetro infrarrojo para probar el sistema en la medición de las agujas de fijación, además de usarlo sobre las masas.

En cuanto a la cantidad de termocuplas, para realizar las mediciones de temperatura en éste estudio, se utilizaron dos: una para la interna y otra para la externa, a diferencia de lo que practicaron autores como Little *et al.* (2007), quienes ocuparon cinco termocuplas para realizar mediciones en distintas zonas de la masa; Whitehouse *et al.* (2014), por su parte, se adjudican cuatro o Harving *et al.* (1991) que utilizan ocho, los últimos mencionados cuestionan el uso de solo una sonda para detectar la temperatura. Si bien esto podría generar reticencia en la confiabilidad de los resultados obtenidos en este estudio, a favor de este, se deben considerar la mayor cantidad de repeticiones que se realizaron, a diferencia de lo ocurrido en los estudios de los autores anteriormente mencionados, que por dificultad de obtener materiales realizan un número de ensayos limitados, incluso, Little *et al.* (2007) reconocen que esta es una de las debilidades de su estudio.

El sistema elegido para la medición de temperatura en las agujas de fijación arrojó resultados no concluyentes, por lo que el termómetro infrarrojo no es un sistema apropiado para la determinación de temperatura en este tipo de experimentos. Como solución a este problema se sugiere el uso de cámaras térmicas para estudios futuros. Esto considerando lo investigado por Kim *et al.* (2009), en donde utilizaron este método para evaluar la generación de calor *in vivo* al momento de fresar el hueso para prótesis dentales. Teóricamente, deberían tener la capacidad de captar la temperatura en la aguja de fijación interna. Esta propuesta deja cabida a futuras investigaciones en esta misma línea.

Conductividad de la aguja de fijación

La principal finalidad de este estudio consistía en determinar la transferencia de calor desde los polímeros hacia las agujas de fijación, pero como ya se mencionó anteriormente, no fue posible de definir con ésta metodología. Sin embargo, al comparar las temperaturas de polimerización en el centro de las masas, cuando se trató con el mismo volumen de masa y diámetro de aguja de fijación diferente, esta última variable aparentemente tiene incidencia en las temperaturas alcanzadas. En los casos en que se utilizaron agujas de 5 mm, las

diferencias entre los centros de las masas fueron menores en comparación con las diferencias encontradas entre los centros de las masas con agujas de 3 mm (tabla 4).

Una teoría que podría explicar ésta situación se comienza a esbozar por la información entregada por Klute y Viehmann (1961) quienes mencionan la deficiente conductividad de la MEp, mientras que Webb y Spencer (2007) y Whitehouse *et al.* (2014), hablan de la pobre conductividad del PMMA, a diferencia de la buena conductividad del acero de las agujas de fijación. Lo anteriormente mencionado, sumado a lo descrito por Holman (1999) quien determina que mientras mayor es la densidad, la capacidad de recibir energía es superior, se concluye que el clavo de 5 mm tiene mejor potencial de recibir calor desde el polímero, en contraposición a lo que ocurre en el clavo de 3 mm. En cuanto a la rapidez en que esto ocurre, puede ser asociada a la mayor gradiente que existe entre la aguja de fijación y el PMMA, a diferencia a lo que ocurre en el caso de la MEp, la cual tiene un gradiente menor. Por lo que la rapidez en que ocurre este traspaso de calor es inferior en este material, con lo que se puede proponer que, como las agujas de fijación son de mayor diámetro, tienen mayor capacidad de recibir la energía entregada por los polímeros, y como en el caso del PMMA la temperatura es más alta, la cantidad de calor que se transmite al clavo que está en contacto con esta masa es mayor, esgrimiéndose una nueva teoría. La aguja de fijación que está en contacto con el PMMA tiene mayor temperatura que la que está en contacto con la MEp. Esto es solo una hipótesis, que para ser confirmada se deben realizar los procesos experimentales pertinentes.

BIBLIOGRAFÍA

AMSELLEM, P.M.; EGGER, E.L.; WILSON, D.L. 2010. Bending characteristics of polymethylmethacrylate columns, connecting bars of carbon fiber, titanium, and stainless steel used in external skeletal fixation and an acrylic interface. *Vet Surg.* 39:631-637.

ARIAS J. I.; BEATO, C; ESPINOZA, A. 2015. Epoxy putty external skeletal fixation in a tibiotarsal fracture of a wild choroy parakeet (*Enicognathus leptorhynchus*). *Arq Bras Med Vet Zootec.* in press.

AUGUSTIN, G., DAVILA, S., MIHOCI, K., UDILJAK, T., VEDRINA, D. S., ANTABAK, A. 2008. Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited. *Arch Orthop Trauma Surg* (2008) 128(1):71-77.

BERMAN, A. T.; REID, J. S.; YANICKO; D. R; SIH, G. C.; ZIMMERMAN, M. R. 1984. Thermally induced bone necrosis in rabbits. Relation to implant failure in humans. *Clin Orthop Relat Res.* 186: 284-292.

DE LA PUERTA, B.; EMMERSON, A.; MOORES, A. P.; PEAD, M. J. 2008. Epoxy putty external skeletal fixation for fractures of the four main metacarpal/metatarsal bones in cats and dogs. *Vet comp orthop traumatol.* 21(5): 451-456.

ERIKSSON, A. R; ALBREKTSSON, T. 1983. Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J prosthet dent.* 50(1): 101-107.

ERIKSSON, A.; ALBREKTSSON, T.; GRANE, B.; MCQUEEN, D. 1982. Thermal injury to bone. A vital-microscopic description of heat effects. *Int. J. Oral Surg.* 11(2): 115-121.

FOSSUM, T. W.; HEDLUND, C.S.; JOHNSON, A. L.; SCHULZ, K. S.; SEIM, H. B.; WILLARD, M. D.; BAHR, A; CARROLL, G. L.; KNAP, K. 2009. Cirugía ortopédica. In: Cirugía en pequeños animales. 3ª ed. Elsevier Saunders. España. pp. 1402-1459.

HARVING, S.; SOBALLE, K.; BUNGER, C. 1991. A method for bone-cement interface thermometry:an in vitro comparison between low temperature curing cement Palavit, and Surgical Simplex P. Acta Orthop Scand. 62:546-548.

HOLMAN, J. P. 1999. Transferencia de Calor. 10 ed. Continental, S.A. de C.V. México. México. pp. 18-29.

KIM, S.J.; YOO, J.; KIM, Y.S.; SHIN, S.W.2009. Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling. J Appl Oral Sci. 18(5):522-527.

KLUTE, C. H.; VIEHMANN, W. 1961. Test of polymerization of phenyl glycidyl ether and of an epoxy resin. J Appl Polym Sci. 5:86-95.

LUNDSKOG, L. 1972. Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone tissue and threshold levels for thermal injury. Scand J Plast Reconstr Surg. 9:1-80.

LEUNIG, M.; HERTEL, R. 1996. Thermal necrosis after tibial reaming for intramedullary nail fixation. A report of three cases. J Bone Joint Surg. 78-B: 584-587.

LITTLE, J.P.; GRAY, H.; MURRAY, D.W.; BEARD, D.J.; GILL, H.S. 2007. Thermal effects of cement mantle thickness for hip resurfacing. J Arthroplasty. 23(3):454-458.

MARTINEZ, S.A.; ARNOCKY, S.P.; FLO, G.L.; BRINKER, W.O. 1997. Dissipation of Heat During Polymerization of Acrylics Used for External Skeletal Fixator Connecting Bars. Vet Surg. 26:290-294.

PETITE, H.; VIATEAU, V.; BENSÂÏD, W.; MEUNIER, A.; DE POLLAK, C.; BOURGUIGNON, C.; OUDINA, C.; SEDEL, L.; GUILLEMIN, G. 2000. Tissue-engineered bone regeneration. *Nat Biotechnol.* 18(9): 959-963.

PRIEUR, W. D.; SUMNER-SMITH, G. 1984. Principals of the AO/ASIF technique, en, Brinker, W. O., Hohn, R. B., Prieur, W. D. (eds): *Manual of internal fixation in small animals.* New York , NY , Springer-Verlag, pp. 29-31.

PROVENZANO, M. J.; MURPHY, K. P. J.; RILEY III, L. H. 2004. Bone Cements: Review of Their Physiochemical and Biochemical Properties in Percutaneous Vertebroplasty. *AJNR Am J Neuroradiol* 25(7): 1286-1290.

ROE, S. C.; KEO, T. 1997. Epoxy putty for Free-Form External Skeletal Fixators. *Veterinary Surgery.* 26(6):472-477.

SHERIF, H. T. 1999. Factors Affecting Heat Generation During Implant Site Preparation: A Review of Biologic Observations and Future Considerations. *Int j oral maxillofac implants.* 14:127-136.

VILLEGAS, S. H.; TOJANCI, C. P.; YÉPES, C. M.; USUGA, A. U. 2010. Análisis retrospectivo de los registros clínicos del Centro de Veterinaria y Zootecnia de la Universidad CES 2004-2009. *CES Med Vet Zootec.* 5: 61-68.

WEBB, J.C; SPENCER, R.F. 2007. The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. *British Editorial. J Bone Joint Surg.* 89B (7): 851-857.

WHITEHOUSE, M.R.; ATWAL, N.S.; PABBRUWE, M.; BLOM, A.W.; BANNISTER, G.C. 2014. Osteonecrosis with the use of polymethylmethacrylate cement for hip replacement: thermal-induced damage evidenced *in vivo* by decreased osteocyte viability. *European Cells and Materials.* 27: 50-62.

ANEXOS

Anexo 1.

	17 cm ³		33 cm ³	
Tamaño clavo	3mm	5mm	3mm	5mm
Tiempo 0	23.2	23.4	23.4	23.8
Tiempo 330	54.2	32.2	42.4	35.6
Diferencia	133.6 %	37.6%	81%	49.5%

Anexo 2

	17 cm ³		33 cm ³	
Tamaño clavo	3mm	5mm	3mm	5mm
Tiempo 330	54.2	32.2	42.4	35.6
Tiempo 390	85.2	59.8	96.8	71
Diferencia	57%	85,7%	128,3%	99,4%

Anexo 3.

	17 cm ³		33 cm ³	
Tamaño clavo	3mm	5mm	3mm	5mm
Tiempo 0	30.4	25.6	27.4	26.4
Tiempo 330	51.4	30.4	39.6	36.6
Diferencia	69%	18.1%	44.5%	38.6%

Anexo 4.

	17 cm ³		33 cm ³	
Tamaño clavo	3mm	5mm	3mm	5mm
Tiempo 330	51.4	30.4	39.6	36.6
Tiempo 390	51.2	34	47	42.6
Diferencia	-0.38%	11.8%	20%	16.3%