

11245



UNIVERSIDAD NACIONAL
AVENIDA DE
MÉXICO

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE MEDICINA

DIVISIÓN DE ESTUDIOS SUPERIORES

**SECRETARIA DE SALUD PÚBLICA DEL ESTADO DE SONORA
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO "DR. ERNESTO RAMOS BOURS"**

DEPARTAMENTO DE ORTOPEDIA

TESIS

**"COMPARACIÓN BIOMECÁNICA DE LA FIJACIÓN
INTRAMEDULAR DE FRACTURAS DE OLÉCRANO CON
TORNILLO PARA ESPONJOSA CON O SIN CERCLAJE"**

PARA OBTENER EL GRADO DE ESPECIALIDAD EN:

ORTOPEDIA

PRESENTA:

DR. CARLOS HUMBERTO QUINTERO GARCÍA

0351210

ASESOR:

DR. DAVID LOMELÍ ZAMORA



HERMOSILLO, SONORA.

FEBRERO DE 2005.



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

LA UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

LOS SERVICIOS DE SALUD DEL ESTADO DE SONORA

EL DEPARTAMENTO DE ORTOPEDIA

EN COORDINACION CON

EL DEPARTAMENTO DE ENSEÑANZA E INVESTIGACIÓN

DE EL HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO DE SONORA

“DOCTOR ERNESTO RAMOS BOURS”

PRESENTAN LA SIGUIENTE:

TESIS

**“COMPARACIÓN BIOMECÁNICA DE LA FIJACIÓN
INTRAMEDULAR DE FRACTURAS DE OLÉCRANO CON
TORNILLO PARA ESPONJOSA CON O SIN CERCLAJE”**

**PARA OBTENER EL GRADO DE MÉDICO ESPECIALISTA
EN ORTOPEDIA**

REALIZADA POR:

**Autor: Dr. Carlos Humberto Quintero García
Residente de 4 ° Grado de la Especialidad de Ortopedia**

**Asesor: Dr. David Lomelí Zamora
Médico Adscrito del Servicio de Ortopedia**

Febrero DE 2005

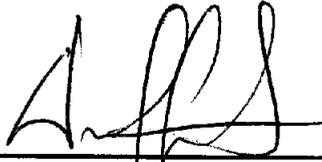
HOJA DE FIRMAS



Dr. Carlos Humberto Quintero García
Autor y Residente de 4° Grado de Ortopedia



SUBSECRETARÍA DE ESPECIALIZACIÓN
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO
FACULTAD DE MEDICINA
U.N.A.M.



Dr. David Lomelí Zamora
Asesor, Médico Adscrito y Maestro Titular del Curso de Ortopedia



Dr. Reginaldo Cadena Vega
Jefe de Servicio del Departamento de Ortopedia



Prof. José Miguel Norzagaray Mendivil
Asesor del Departamento de Metodología y Estadística



Dr. Joaquín Sánchez González
Jefe del Departamento de Enseñanza e Investigación



Dr. Francisco Javier Espinoza Carrillo
Sub-Jefe del Departamento de Enseñanza e Investigación

AGRADECIMIENTOS

A DIOS: Por ser mi guía, motivarme y darme las fuerzas necesarias para completar un ciclo más en mi formación profesional y ayudarme a tratar de ser una mejor persona en todos los ámbitos.

A MI MADRE: Por apoyarme de todas las formas posibles sin importarle hacer ningún sacrificio para ello y darme toda su confianza en todas las decisiones que tuve que tomar en su momento, no sólo durante estos cuatro años, sino durante toda mi vida.

A MI PADRE: Quién ha sido siempre mi guía y mi principal motivación cuando he tenido que tomar decisiones difíciles en mi vida, para seguir adelante, y sacar lo mejor de mí para terminar de la mejor manera posible esta etapa tan importante en mi vida.

A MIS HERMANAS: Que me dieron todo su apoyo y me ayudaron con sus frases de aliento a seguir adelante y no renunciar nunca para alcanzar mi objetivo.

A DANIELA: Mi novia, quién con todo el amor y cariño que me ha dado, me ha hecho cambiar en muchos aspectos de mi vida, gracias también por sacrificarse y ser además mi mejor amiga sin pedir nada a cambio, por darme todo su apoyo y entenderme en todas las decisiones que tomé durante toda esta etapa de mi vida.

A EL DR. LOMELÍ: Quién durante estos cuatro años, ha sido la persona que más me apoyó con su enseñanza, se preocupó por mí al compartirme diariamente todos sus conocimientos, experiencia y motivarme académicamente, gracias también por darme su amistad.

A EL DR. CADENA: Que compartió todo este tiempo conmigo toda su experiencia y sabiduría, además de enseñarme la disciplina, que es tan importante en nuestra formación y por darme su valiosa amistad dentro y fuera del hospital.

A MIS COMPAÑEROS DE ESPECIALIDAD: Con quienes compartí durante estos cuatro años momentos muy agradables, logrando formar una gran amistad dentro y fuera del hospital con todos y cada uno de ellos, por darme todo su apoyo al compartir conmigo sus conocimientos, creciendo así juntos académicamente.

A LOS MÉDICOS ADSCRITOS DE MI SERVICIO: Dres. Cruz, Chavarín, García, Miranda, Olivas, Quiroz, Serrano, Umaña y Vindiola, que con su amistad y al compartirme todos sus conocimientos, contribuyeron de manera muy importante en mi formación como médico especialista.

A EL PROFESOR NORZAGARAY: Por su asesoría y apoyo incondicional y transmitirme su entusiasmo como investigador para la realización de este trabajo.

A TODO EL PERSONAL DEL HOSPITAL: Al servicio de enfermería de todos departamentos, radiología, intendencia y todo el personal médico incluyendo adscritos, residentes e internos, con quienes conviví en el aspecto laboral y personal todo este tiempo y que llegué a formar con la gran mayoría una buena amistad. De manera muy especial agradezco al personal de enfermería de mi servicio, principalmente a Younglas, María Jesús, Juanita, Ruth, Esthela, Griselda, Martín y Héctor.

A EL SEÑOR QUIROZ: Quién puso a nuestra disposición y facilitó amablemente todos los recursos materiales con los que contaba en su taller para la realización de este estudio.

A TODOS MIS PACIENTES: Por permitirme poner en práctica buscando ayudarles con esto en lo posible, todos los conocimientos que adquirí durante este tiempo.

ÍNDICE

Hoja de firmas.....	0
Índice.....	1
Agradecimientos.....	2
Artículo médico.....	4
Capítulo I: Marco teórico.....	14
I.1.- Fisiología del cartílago articular y tejido óseo.....	14
I.2.- Anatomía microscópica e histología del cartílago y tejido óseo.....	14
I.3.- Anatomía macroscópica del olécrano.....	16
I.4.- Clasificación y estructura de la articulación del codo.....	17
I.5.- Generalidades de las fracturas de olécrano.....	18
I.6.- Biomecánica.....	19
Capítulo II: Estudio experimental biomecánico.....	22
II.1.- Planteamiento del problema.....	22
II.2.- Hipótesis.....	22
II.3.- Hipótesis nula.....	22
II.4.- Objetivos.....	23
II.4.1.- Objetivo general.....	23
II.4.2.- Objetivos secundarios.....	23
II.5.- Justificación del estudio.....	23
II.6.- Diseño del estudio.....	23
II.7.- Materiales y métodos.....	24
Capítulo III: Resultados, discusión y conclusiones.....	28
III.1.- Resultados.....	28
III.2.- Discusión.....	29
III.3.- Conclusiones.....	30
III.4.- Referencias bibliográficas.....	31
Capítulo IV: Anexos (Tablas, gráficas y figuras).....	32

ARTÍCULO MÉDICO

Comparación Biomecánica de la Fijación Intramedular de Fracturas de Olécrano con Tornillo para Esponjosa con o sin Cerclaje

(Un estudio biomecánico experimental)

Autor: Dr. Carlos H. Quintero García, Médico Residente de 4° Grado en la Especialidad de Ortopedia
Asesor: Dr. David Lomelí Zamora, Médico Adscrito y Profesor Titular del Curso del Servicio de Ortopedia
Departamento de Ortopedia del Hospital General del Estado Dr. Ernesto Ramos Bours, Hermosillo, Sonora, México.

RESUMEN

El olécrano forma parte de la porción proximal del cúbito, posee una superficie articular en su cara anterior y el resto es sólo hueso cortical, por ser este un hueso casi subcutáneo, está expuesto a presentar muy frecuentemente fracturas, afectando por ende la superficie articular del mismo, por lo que frecuentemente es necesario dar tratamiento quirúrgico a este tipo de lesiones para conseguir una reducción anatómica de la superficie articular y que además sea estable bajo cargas fisiológicas, por esta razón están descritas diversas técnicas de fijación para su tratamiento, dentro de estos procedimientos se encuentran la fijación intramedular con tornillo para esponjosa con o sin cerclaje, sin embargo el uso de estas dos técnicas se decide principalmente dependiendo del entrenamiento o habilidad del cirujano y no basados en estudios científicos.

OBJETIVO

El objetivo de nuestro estudio es determinar mediante la realización de pruebas biomecánicas y el análisis estadístico si existen diferencias significativas con respecto a la estabilidad y desplazamiento de la fractura, cuando se somete a cargas fisiológicas, entre los dos tipos de fijación, utilizando ambas técnicas en los dos olécranos de cada espécimen.

MATERIALES Y MÉTODOS

Se realizó un estudio experimental básico de tipo biomecánico comparativo en 10

pares de olécranos de cadáver, aplicándose a cada espécimen ambas técnicas, el izquierdo con el tornillo centromedular sólo y al derecho se le agregó el cerclaje, posteriormente se les aplicaron ciclos de cargas y se registró el desplazamiento, la fuerza aplicada de cada uno de los especímenes y se compararon los resultados en promedio de cada grupo, así como de manera pareada en cada uno de los especímenes.

Los resultados obtenidos de ambos grupos fueron sometidos a la prueba estadística de la "t de student", así como también las variables a la correlación lineal de Pearson.

RESULTADOS

No se encontraron diferencias significativas en ambos grupos con respecto al desplazamiento en la superficie articular, cuando se sometieron a fuerzas equiparables a las cargas fisiológicas con una ($P < 0.05$), mientras que si se encontraron diferencias significativas en el desplazamiento de la superficie articular cuando la fuerzas aplicadas excedieron las cargas fisiológicas con una ($P > 0.05$), encontrándose además una mayor correlación en las variables fuerza y desplazamiento en el grupo I (0.90) y una menor correlación en el grupo II (0.36).

CONCLUSIONES

Basados en nuestros resultados, experimentalmente, podemos afirmar que no existe la necesidad de colocar el cerclaje en la fijación de fracturas de olécrano con tornillo para esponjosa, cuando esta será sometida solamente a cargas fisiológicas.

INTRODUCCIÓN

Se le llama olécrano a la porción proximal del cúbito, este forma parte de la articulación del codo, posee una superficie articular en su cara anterior en forma de media luna, llamada gran cavidad sigmoidea, está dividida por una cresta vertical en dos porciones una interna y otra externa y se delimita proximalmente por el pico del olécrano que en su cara posterior en donde se inserta el tríceps y distalmente por la apófisis coronoides que es donde se inserta el braquial anterior, dicha cavidad se articula anteriormente con la tróclea humeral y en su cara externa se encuentra la cavidad sigmoidea menor la cual se articula con la cabeza radial, su cara posterior es triangular con vértice inferior, tiene una superficie rugosa, donde se inserta también el tríceps.

Estas consideraciones son importantes ya que dada su forma geométrica, así como sus inserciones musculares está solicitado a fuerzas de compresión en su superficie articular o anterior, y de tensión en su superficie cortical o posterior, y son estas sollicitaciones las que utilizamos para implementar en su tratamiento los principios biomecánicos de osteosíntesis.

Los principios biomecánicos de osteosíntesis tienen la finalidad de dar a la fractura una reducción anatómica en la superficie articular principalmente, una osteosíntesis estable a las cargas fisiológicas, la conservación de la vascularidad de los fragmentos óseos y el manejo atraumático de los tejidos blandos y por último permitir una movilización precoz, activa e indolora de las articulaciones para prevenir la enfermedad fracturaria. En lo que concierne a la fijación de las fracturas de olécrano nos basamos en dos principios biomecánicos. El principio biomecánico de la banda de tensión, se ha utilizado durante mucho tiempo en distintas estructuras óseas para dar tratamiento a los diferentes tipos de fracturas, básicamente este principio convierte las fuerzas de tensión a las que se solicita una superficie a fuerzas de compresión en el lado contrario de la misma, esto se logra aplicando a la superficie de tensión un cerclaje y este convierte las fuerzas de tensión en fuerzas de compresión en el lado contrario. Otro principio que se ha utilizado también es el de compresión estática el cual tiene por objetivo convertir las sollicitaciones de flexión, tensión y rotación en fuerzas de compresión, lo que conlleva a un aumento en la carga entre los

fragmentos y así aumentar la estabilidad entre los mismos.

Las fracturas del codo son las fracturas más frecuentes de la extremidad superior (7%), y de esta región las más frecuentes son las fracturas de olécrano (15%), y los trazos transversos y simples, que afectan la superficie articular son los más comunes, el mecanismo de lesión es principalmente contusión directa, por involucrar una superficie articular el tratamiento de este tipo de fracturas está encaminado a obtener una reducción anatómica adecuada en la superficie articular menor de 2 mm, y que además provea una estabilidad suficiente de la fractura cuando se someta a cargas fisiológicas, para permitir una movilización temprana, esto es a los 5 días postquirúrgicos, así como una recuperación rápida de los arcos de movilidad, y por ende disminuir el riesgo de desarrollar una artrosis post-traumática y sus incapacitantes secuelas.

La clasificación de las fracturas de olécrano más simple y más utilizada y que además se basa en la estabilidad de la misma es la clasificación del Colton, la cual clasifica a estas en Tipo I y Tipo II, el tipo I involucra a las fracturas no desplazadas o con un desplazamiento menor de 2mm, y que además sean estables a la flexión activa o pasiva del codo a 90°, mientras que el tipo II son fracturas inestables en cualquier rango de movilidad y con un desplazamiento mayor de 2mm.

Para alcanzar esto, están descritas diversas técnicas de fijación, las cuales están indicadas cuando la fractura presenta un desplazamiento mayor de 2 mm en su superficie articular, dichas técnicas incluyen desde la colocación de clavillos o tornillos intramedulares, o interfragmentarios, además de la colocación del cerclaje, (Fig. 1) hasta placas y tornillos, teniendo cada técnica sus ventajas y desventajas. A la fijación intramedular con tornillo para esponjosa, cuya técnica se basa en el principio biomecánico de la compresión estática se ha agregado además el cerclaje el cual tiene su base en el principio biomecánico de la banda de tensión, ambas técnicas han demostrado ser efectivas en el tratamiento de este tipo de fracturas, sin embargo, no existen actualmente datos estadísticos que demuestren que al utilizar este sistema, se tengan más ventajas en lo, cuando el olécrano es sometido a cargas

fisiológicas solamente, por el contrario, el no utilizarla disminuiría de manera considerable las complicaciones quirúrgicas, secundarias al abordaje, el sangrado, lesiones neurovasculares, la disección de tejidos blandos así como el costo al utilizar menor cantidad de material de fijación.

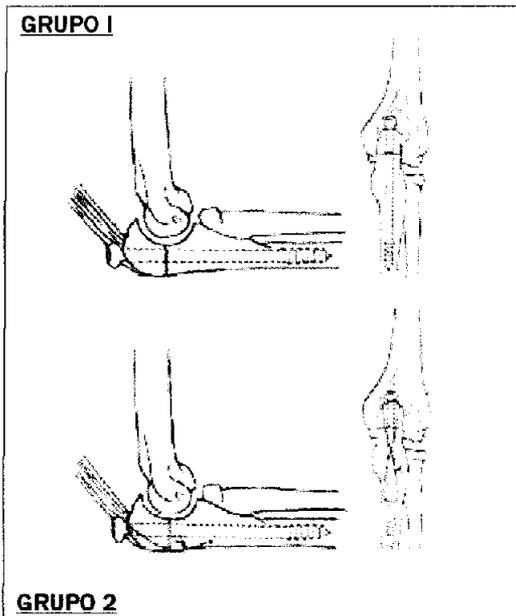


Figura 1: Tipos de Fijación

Por todas estas consideraciones pensamos que el comparar estos dos tipos de técnicas es necesario para determinar de manera estadística, aunque experimental si es necesario o no la utilización de este recurso, por lo que nos planteamos para la realización del estudio la siguiente hipótesis: "No existen diferencias significativas entre ambas técnicas, en el desplazamiento en la superficie articular del olécrano cuando se le aplican cargas fisiológicas" realizados en un modelo experimental.

MATERIALES Y MÉTODOS

Con el consentimiento del Departamento de Ética y del Departamento de Enseñanza e Investigación de nuestro hospital, así como apegados a la norma de la Ley General de Salud, se procedió a obtener en coordinación con el Departamento de Patología del Hospital, 10 pares de olécranos y el tercio distal del húmero, de 10 cadáveres. Los

criterios de inclusión fueron cadáveres los cuales se obtendrían desde el mes de enero al mes de Julio de 2004, sin importar edad, sexo, talla ni calidad ósea, que contaran con expediente completo. Los criterios de exclusión fueron que no contaran con expediente completo, que tuvieran antecedentes de fracturas, malformaciones, enfermedades metabólicas, infecciosas o que no se pudiera obtener ambos olécranos y húmeros del cadáver por cualquier causa.

Se procedió primeramente a realizar la disección de tejidos blandos de las muestras, reseccándose por completo inserciones tendinosas, musculares y ligamentosas, se realizaron osteotomías del húmero a un promedio de 20 de la articulación glenohumeral y del cúbito a un promedio de 15 cm de la articulación del codo, se procedió a almacenar cada muestra, en bolsas por separado, rotulando en su exterior el número de cadáver así como el lado y la fecha de su obtención, cada muestra se almacenó en el congelador del anfiteatro del Departamento de Patología del Hospital, a una temperatura aproximada y constante de -10°C , hasta recabar el número de muestras necesario para la realización del estudio.

El día del estudio se procede a extraer las muestras del congelador, y se dejan en una solución fisiológica a una temperatura ambiente por un espacio de 20 minutos, se extraen las muestras de sus recipientes y rotulamos los datos en cada muestra con un marcador, procedemos a realizar una perforación con un perforador eléctrico (De Walt), con una broca de 4.5mm, localizamos el sitio de entrada en la cortical proximal del olécrano, aproximadamente a 5mm de la cortical posterior del mismo, dirigiendo la perforación hacia el canal medular del cúbito, realizamos enseguida con una sierra oscilatoria para hueso (Stryker, Kalamazoo), una osteotomía transversa aproximadamente en la mitad de la gran cavidad sigmoidea del olécrano, simulando con esto una fractura simple transversa, dicho procedimiento se realiza en todas las muestras, se seleccionan los olécranos izquierdos a los cuales nos referiremos como Grupo I y se procede bajo visión directa a reducir ambos fragmentos, se introduce un tornillo para esponjosa de 6.5mm X 90mm, en el sitio perforado previamente, cuya longitud se seleccionó midiendo el total de las muestras, tomando como referencias la apófisis coronoides, la cual en promedio desde la punta del olécrano hasta la misma

presentó una longitud de 35mm y sumándole a esta distancia 50mm más, para alcanzar con esta longitud el canal medular del cúbito, se ajusta hasta observar *macroscópicamente una compresión* del sitio de fractura entre ambos fragmentos, se realiza el mismo procedimiento con todas las muestras, (Fig. 2a y 2b) se procede a continuación a preparar los olécranos derechos, a los que nos referiremos como Grupo II, a estas muestras se procede a perforar perpendicularmente a la diáfisis en la cortical posterior aproximadamente a 70mm en promedio de la cortical proximal del olécrano, y a 5mm de la cortical posterior con una broca de 2mm, a continuación se reducen bajo visión directa los fragmentos, se introduce el tornillo para esponjosa por el sitio de entrada, se ajusta hasta observar en el foco de fractura la compresión de los fragmentos, posteriormente se procede a colocar el cerclaje en 8 en las muestras, el cual se realiza con alambre de la A.O. de 1.2mm, pasando el mismo a través del orificio en la diáfisis, se cruzan los extremos del alambre sobre la cortical posterior del olécrano, y se ancla en la cabeza del tornillo, para entorcharse en la cara lateral del mismo hasta obtener un ajuste del mismo. (Fig. 3a y 3b), se preparan además los húmeros, a los cuales se les realiza una osteotomía transversa en la diáfisis aproximadamente a 20cm de la superficie articular distal.



Figura 2 a: Grupo I, Olécranos y Húmeros Izquierdos Fijación con Tornillo Intramedular para Esponjosa



Figura 2 b: Grupo I, materiales y muestras



Figura 3 a: Grupo II, Olécranos y Húmeros Derechos, Fijación con Tornillo Intramedular para Esponjosa y Cerclaje



Figura 3 b: Grupo II, materiales y muestras

Continuamos con la preparación de la prueba, para lo cual se fijan las muestras del Grupo I inicialmente, en posición horizontal en un marco metálico, con adaptadores especiales tipo prensa, se fija al marco en posición vertical y colocado sobre el olécrano la porción distal del húmero, el cual se reforzó en su extremo proximal con cemento de Polimetilmetacrilato, esto para soportar las cargas que ejercerá el pistón de la prensa sobre el mismo, en dicho marco se encuentra montada una prensa neumática, con un pistón hidráulico (Figura 4), el cual desciende en forma vertical cuando la prensa es alimentada por aire, a través de un sistema de mangueras de alta presión procedentes de un compresor neumático, en este sistema se encuentra montado un manómetro que registra la fuerza que aplica la prensa sobre la muestra en unidades de Libras por Pulgada Cuadrada (PSI por sus siglas en el sistema inglés), y que cuenta con una graduación que va desde 0 a 200 PSI, realizamos la conversión de PSI a Kiloponds por cm² (Kpd/cm²), ya que esta unidad de fuerza es de las más utilizadas en los laboratorios de resistencia de materiales, con la ecuación establecida de que 1 PSI equivale a 0.0703Kpd/cm², ya realizadas las conversiones iniciamos aplicando un ciclo inicial de 20 cargas por minuto a 0.7Kpd/cm², que corresponde a la medida inicial del manómetro (10 PSI) aumentando gradualmente 0.7Kpd/cm² cada ciclo, hasta llegar a la producción de la fractura de la muestra, se midió el desplazamiento en la superficie articular en cada muestra, separando los datos por fuerza aplicada, el número y el lado de la muestra, al terminar cada ciclo, a continuación se aumentaba la fuerza y se realizaba el ciclo siguiente y así sucesivamente hasta finalizar el experimento, las mediciones eran realizadas con un instrumento de medición de precisión llamado Pié de Rey Digital (Instron Corp. Berwyn, PA), utilizado de manera habitual para este tipo de mediciones, (Fig. 2b y 3b), el cual contaba con una pantalla de LCD en la cual se registraban las mediciones, contando con una graduación en centésimas de mm, se tomó como el punto clave de la prueba cuando se alcanzaba un desplazamiento mayor a los 2mm que es el desplazamiento máximo permitido en una fractura intraarticular como ya se mencionó y cuando se aplicaba una fuerza de 4.92 Kpd/cm² ya que dicha fuerza es la aproximada a las cargas fisiológicas que soporta el olécrano, cuando este realiza los arcos de movilidad activos o pasivos sin resistencia y el final del experimento lo

marcaba la fractura evidente de la muestra al finalizar el ciclo, los resultados obtenidos en cada muestra se anotaban en la hoja de recolección de datos, indicando el número de muestra así como el grupo al que pertenecía, el mismo procedimiento se realizó en cada muestra, y en ambos grupos.



Figura 4: Prensa Neumática

Terminada la prueba, los resultados eran vaciados en la base de datos (Tabla 1a y 1b) y se someten a continuación a análisis estadístico, se utiliza la prueba estadística "t de student" ideal para la comparación de 2 grupos de muestras pareadas, para determinar la existencia de diferencias significativas entre ambos grupos, tomándose como significativa una $P < 0.05$ y las variables se someten a la prueba estadística de la "correlación lineal de Pearson" para determinar la correlación existente en las variables fuerza aplicada-desplazamiento, para esto se utilizó el programa estadístico del paquete de Microsoft Excel 2003., se compararon los resultados entre ambos grupos, así como en forma pareada entre cada espécimen para eliminar con esto el riesgo de sesgar el estudio al no tomar en cuenta algunas de las variables como edad y calidad ósea.

RESULTADOS

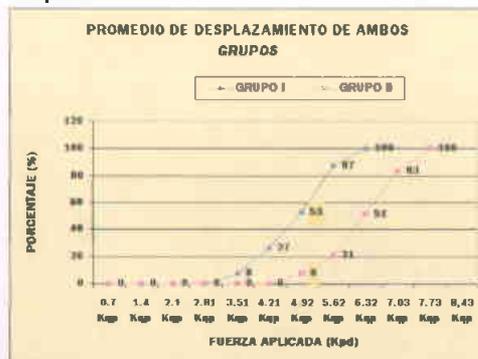
Los resultados promedios de ambos grupos fueron los siguientes, el desplazamiento inicial en el Grupo I (Gráfica 1a y 1c) (figura 5) fué de 0.23mm, con una desviación estándar de 0.03mm, y ocurrió con una carga de 3.51Kpd, mientras que para el Grupo II (Gráfica 1b y 1c) (Figura 7 y 8) fue de 0.23mm con una desviación estándar de 0.03mm, y ocurrió a una fuerza de 4.92Kpd, el promedio de desplazamiento bajo cargas fisiológicas, esto es a una fuerza de 4.92Kpd fue de 1.58mm, con una desviación estándar de 0.19mm para el Grupo I (Gráfica 1a y 1c) mientras que para el Grupo II (Gráfica 1b y 1c) fue de 0.23mm, con una desviación estándar de 0.03mm, el desplazamiento promedio mayor de 2mm para el Grupo I (Gráfica 1a y 1c) fué de 2.62mm, con una desviación estándar de 0.26mm, y ocurrió con una fuerza de 5.62Kpd, mientras que para el Grupo II (Gráfica 1b y 1c) (Figura 7 y 8) fue de 2.49mm, con una desviación estándar de 0.35mm, y ocurrió con una fuerza de 7.03Kpd, la fractura de las muestras del Grupo I (Figura 6) ocurrió con una fuerza de 7.03Kpd, mientras que en el Grupo II ocurrió con una fuerza de 8.43Kpd, comparamos *cada par de muestras de cada espécimen* en los puntos clave de la prueba esto fue cuando se le aplicaron las cargas fisiológicas, cuando existió un desplazamiento mayor de 2mm y cuando se apreciaba la fractura evidente de la muestra (Gráficas 2,3 y4), encontrando que en todos los especímenes el grupo I presentó una resistencia mucho menor al desplazamiento, así como al momento de presentar la fractura en comparación al grupo II, sin embargo cuando se aplicaron fuerzas iguales ó menores a las cargas fisiológicas, a pesar de que el grupo I presentó una menor resistencia al desplazamiento nunca se apreció un desplazamiento superior a los 2mm, y es este punto el más importante en la realización de nuestro experimento.



Gráfica 1a: Promedio de desplazamiento Grupo I



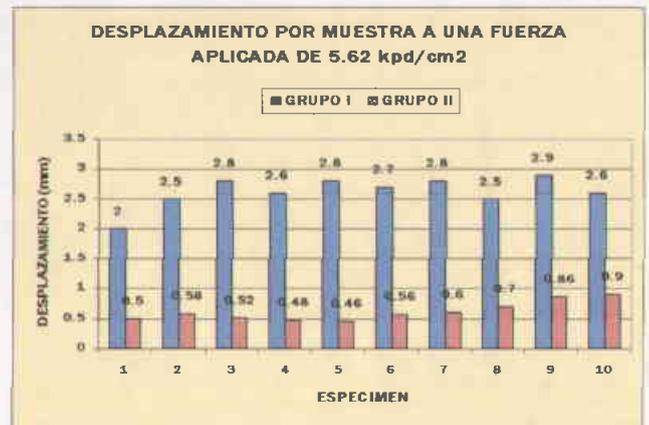
Gráfica 1b: Promedio de desplazamiento Grupo II



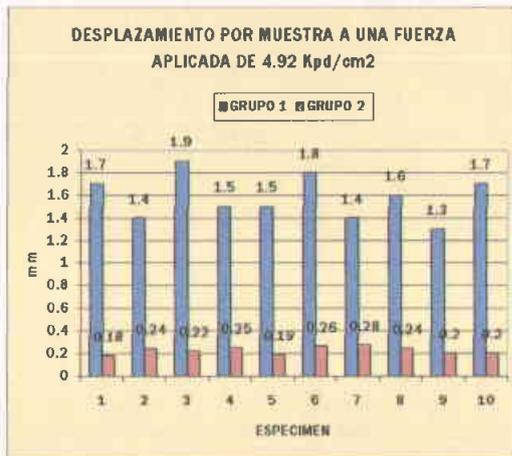
Gráfica 1c: Promedio de desplazamiento de ambos grupos.



Figura 5: Muestra 1 del Grupo I, previo a la prueba con 3.51Kpd



Gráfica 3: Comparación por espécimen a 5.62Kpd/cm2



Gráfica 2: Comparación por espécimen a 4.92Kpd/cm2



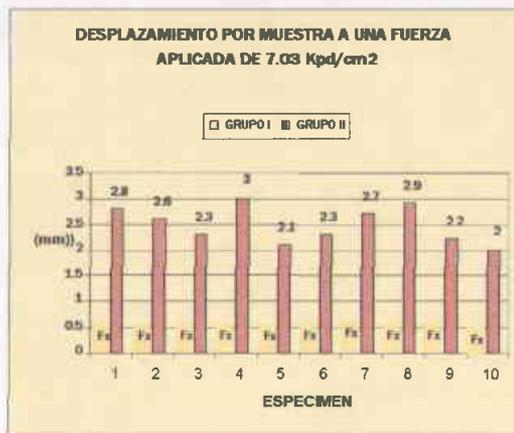
Figura 7: Muestra número 3 del Grupo II, previo a la prueba con 5.62 Kpd



Figura 6: Muestra 1 del grupo 1, posterior a la prueba con 7.03Kpd



Figura 8: Muestra 3 del Grupo II, Posterior a la prueba con 5.62 Kpd



Gráfica 4: Comparación por espécimen a 7.03Kpd/cm²

DISCUSIÓN

Las técnicas de fijación intramedular de las fracturas de olécrano con tornillo para esponjosa con o sin cerclaje, son técnicas que proveen una buena estabilidad bajo cargas fisiológicas, existen diversos estudios en los cuales se comparan las diversas técnicas de fijación, pero no hay ninguno que compare en específico estas dos técnicas utilizadas tan frecuentemente, nuestro estudio es un estudio experimental, sin embargo el comparar ambas técnicas en un mismo espécimen, aplicándoles las mismas cargas, hace que nuestro estudio tenga un valor estadístico alto, ya que elimina el sesgo que pudiera crearse al omitir algunas variables como lo hicimos en nuestro estudio, y que podría ser una debilidad en este, nosotros nos enfocamos solamente en la comparación de los promedios de ambos grupos y por espécimen en el desplazamiento de la fractura cuando se aplican ambas técnicas, se demostró que no existen diferencias significativas en ambos grupos cuando a estos se les aplicaron fuerzas iguales a las cargas fisiológicas, con una $P < 0.05$, corroborando con esto nuestra hipótesis, además de que no hubo un desplazamiento mayor a los 2mm en ninguna muestra, mientras que si se aplicaban cargas mayores a las fisiológicas si existieron diferencias significativas, con una $P \geq 0.05$, se demostró además que las variables fuerza aplicada-desplazamiento tienen gran correlación en el Grupo I, mientras que esta correlación no fue tan alta en el Grupo II, esto es esperado ya que el Grupo I no contaba con el cerclaje, y esto le daba una menor resistencia cuando se aumentaban las cargas, sin embargo en

nuestro estudio este punto no tiene mucha relevancia, ya que nuestro objetivo era comparar los resultados de los grupos con cargas fisiológicas ó menores, también observamos que al comparar los resultados obtenidos de manera pareada en cada espécimen se apreció que no existe una diferencia significativa en el desplazamiento entre ambas muestras en el mismo espécimen, cuando se aplican cargas menores o igual a las fisiológicas, esto se reflejó en que en ninguna de las muestras del mismo espécimen se apreció un desplazamiento mayor a los 2mm, apoyando aún más nuestra hipótesis, por lo tanto en resumen encontramos que no hubo diferencias significativas cuando se compararon los grupos en promedio ni cuando se compararon de manera pareada, con cargas fisiológicas, si bien fue muy evidente que el grupo I soportó menos las cargas que sobrepasaron las fisiológicas que el grupo II, traduciéndose esto en desplazamientos mayores a los 2 mm o en fracturas de las muestras, este hecho como ya mencionamos anteriormente no tiene relevancia en nuestro estudio, ya que nos enfocamos en las fuerza que se ejercen con las cargas iguales o menores a las fisiológicas, estos resultados en cargas mayores son entendibles ya que el colocar el cerclaje le da a la fijación una estabilidad mucho mayor a la que requerimos para el tratamiento post-operatorio de este tipo de fracturas, en donde lo que se requiere para tener un mejor pronóstico es una estabilidad de la fractura con cargas fisiológicas, ya que lo que se busca es iniciar una movilización temprana y evitar al máximo posible el desarrollo de las secuelas., así como también en consecuencia se disminuyen la morbilidad al simplificar el procedimiento quirúrgico, evitando lesiones neurovasculares, mayor sangrado, mayor disección, riesgo de infección y en consecuencia el costo al utilizar menor cantidad de material.

CONCLUSIONES

Podemos concluir entonces que basados en los resultados obtenidos con nuestro estudio, experimentalmente no es necesaria la colocación del cerclaje en la fijación intramedular con tornillo para esponjosa en las fracturas de olécrano, cuando a estas se les aplican cargas fisiológicas, siendo el siguiente paso la realización de un estudio clínico para corroborar los resultados obtenidos.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Quiroz Gutierrez, Fernando, Anatomía Humana. Ed. Porrúa, Tomo I, 1991.
2. Müller M.E., Schneider R. Manual de Osteosíntesis, Springer, Verlag, Ibérica 1993.
3. Canale, T. Cirugía Ortopédica. Ed. Mosby, 9a Ed., 1998.
4. Paremain, Guy P., Novak, Vincent, Biomechanical Evaluation of Tension Band Placement for the repair Of Olecranon Fractures, Clinical Orthopaedics and Related Research, Febrero 1997.
5. Laboratorio de Resistencia a Materiales; Instructivo de uso de maquinas de ensayo, Collage Park Library, 2003.
6. Skinner Harry. Diagnóstico y Tratamiento en Ortopedia Manual Moderno 2000.
7. Petraco, Douglas, Koval Kenneth, Fixation Stability of Olecranon Osteotomies, Clinical Orthopaedics and Related Research, Diciembre 1996.
8. Crystal Meunier Biological and Biomechanical Performance of Biomaterial Elsevier 1986.
9. Morrey Bernard, Master en Cirugía Ortopédica de Codo, Marban 1994.
10. Moed, Berton R., Ede, David E., Fractures of The Olecranon, Journal Of Trauma Injury, Infection, and critical care, Diciembre de 2002.
11. Prayson, Michael J., Williams, John L., Biomechanical Comparison Of Fixation Methods, Journal of Orthopaedic Trauma, Noviembre 1997.
12. Leeson, Leeson, Paparo, Histología, Interamericana, 1990.
13. De Pedro Moro J.A., Fracturas, Ed. Panamericana, 1999.
14. Fitzgerald, Kaufer, Malkani, Ortopedia, Tomo I, Panamericana 2004.
15. Tortora, Grabowski, Principios de Nanatomía y Fisiología, Ed. Harcourt Brace, 7ª Ed., 1999.
16. Munuera, L. Introducción a la Traumatología y Cirugía Ortopédica. McGraw-Hill, 1998.
17. Sheldon R: Simon, Ciencias Básicas en Ortopedia, volumen 1, AAOS.
18. Frank C: Wilson, Patrick P. Lin, General Orthopaedics, Mc Graw Hill, 1997.
19. Dee Roger, Principles of Orthopaedic Practice, Mc Graw Hill, 1997.

TESIS

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

I.1.- Fisiología del cartílago articular y del tejido óseo

El tejido óseo y el sistema esquelético en general es un tejido bien organizado y es además un elemento estructural primario en el cuerpo humano. Tiene funciones de sostén al servir como un andamio para el cuerpo, sosteniendo los tejidos blandos y proporcionando puntos de unión para los músculos, la función de protección la realiza al proteger los órganos internos frente a lesiones del ambiente externo, desarrolla el movimiento al servir como punto de origen e inserción para los músculos y estos al contraerse producen el movimiento, participa en la homeostasis mineral al almacenar varios minerales, principalmente calcio y fósforo importantes para la contracción muscular y la actividad nerviosa, es un lugar de producción de células sanguíneas en específico en la médula ósea roja a través de la hematopoyesis y como sitio de almacenamiento de energía, al almacenar lípidos en la médula ósea amarilla. El cartílago es tejido más abundante en el cuerpo al formar parte de múltiples órganos, teniendo múltiples funciones entre ellas proveer la flexibilidad y el sostén a los órganos, el cartílago hialino es un tipo de cartílago el cual forma parte de la capa que recubre las superficies articulares y es este el que reduce la fricción y absorbe las fuerzas de choque que se producen cuando estas articulaciones realizan sus movimientos.

I.2.- Anatomía microscópica e histología del cartílago articular y del tejido óseo

El cartílago está formado por una densa red de fibras de colágeno y elásticas, las cuales están embebidas en condroitínsulfato, un componente gelatinoso procedente de la matriz fundamental. La fuerza del cartílago procede de las fibras de colágeno mientras que la elasticidad se la debe al condroitínsulfato, las células del cartílago inmaduro llamadas condrocitos se disponen de manera aislada o en grupos dentro de espacios llamados lagunas, que están formadas de matriz, la superficie del cartílago está rodeada por una capa de tejido conjuntivo denso - 14 -

llamado pericondrio. A diferencia de las distintas clases de tejidos el cartílago no tiene vasos sanguíneos ni nervios, salvo los existentes en el pericondrio. Existen tres tipos de cartílago: el cartílago hialino, el cartílago fibroso y el elástico. El crecimiento de este tejido es lento dada su característica de ser un tejido metabólicamente inactivo, cuando este se lesiona su reparación es lenta dada su naturaleza avascular, por lo tanto las células sanguíneas que participan en su reparación tienen que emigrar desde el pericondrio hacia el interior para llevar a cabo sus funciones. Existen dos tipos de crecimiento del cartílago; el crecimiento intersticial o endógeno, el cual se caracteriza por la división de los condrocitos existentes en la capa externa de células en el pericondrio y el depósito de matriz por estas células, la formación de nuevos condrocitos por la división de los existentes y el depósito de matriz hacen que el cartílago se expanda desde el interior, esto sucede cuando el cartílago es joven y flexible, característico de la infancia y la adolescencia, y el crecimiento por aposición o exógeno, el cual se caracteriza por la actividad de las células de la capa interna del pericondrio, que tiene una capacidad condrogénica y que es la responsable del crecimiento del mismo, las células más profundas del pericondrio son los fibroblastos los cuales se dividen, algunos se diferencian en condroblastos, estos se van rodeando de matriz y posteriormente se convierten en condrocitos, a medida que se deposita matriz alrededor de estos, el cartílago va aumentando su tamaño, en la capa interna del pericondrio se forma una nueva capa de cartílago y así va aumentando el grosor, el crecimiento por aposición inicia al terminar el crecimiento intersticial y continúa durante toda la vida.

El hueso esponjoso constituye la mayor parte del tejido óseo de los huesos cortos, de los huesos planos e irregulares y de las epífisis de los huesos largos, mientras que el resto de su constitución lo forma el hueso cortical.

El tejido óseo puede ser compacto (cortical) o trabecular (esponjoso), esto dependiendo de la forma en que se encuentren dispuestas la matriz ósea y sus células. La unidad básica del hueso compacto es la osteona o sistema de Havers, cada osteona está rodeada de laminillas, anillos concéntricos de matriz

compuestos de algunas sales minerales como lo son el fosfato tricálcico (hidroxiapatita) y el carbonato de calcio principalmente, esta matriz tiene a su vez dos componentes, la fase inorgánica que representa el 60 al 70% del tejido, el agua representa el 5 al 8% y la fase orgánica representa el resto, cerca del 90% de la fase orgánica está compuesta por colágeno tipo I y 5% de proteínas no colágenas, el resto incluyen lípidos y otras macromoléculas, la matriz inorgánica le da la dureza al hueso, esta rodean a las fibras de colágeno las cuales le dan la resistencia al soportar el depósito de dicha matriz en su estructura, sin la presencia de estas el hueso sería quebradizo y no tendría las propiedades que posee, de resistir la tensión y mayormente la compresión, las lagunas son los pequeños espacios entre las laminillas que contienen células maduras llamadas osteocitos, las cuales se encuentran rodeadas de matriz ósea y que inicialmente estos eran osteoblastos, convirtiéndose en estos al diferenciarse de los fibroblastos, y estos a su vez provienen de las células osteoprogenitoras, existen además canalículos que comunican a estas lagunas y que sirven además para que los osteocitos reciban sus nutrientes y para desechar los residuos de la actividad celular, estos canalículos desembocan en un canal central llamado canal de Havers, en el cual se encuentran los vasos sanguíneos y los nervios. El hueso esponjoso tiene una estructura diferente al cortical, no posee osteonas, este está formado por trabéculas, que son finas capas de hueso, los espacios entre estas trabéculas están ocupados por médula ósea roja, en el interior de las trabéculas se encuentran los osteocitos, que se encuentran también lagunas de las que parten conductillos radiales. Los vasos sanguíneos del periostio penetran a través del hueso esponjoso y así los osteocitos de las lagunas reciben su nutrición directamente de la sangre que circula a través de la cavidad medular.

I.3.- Anatomía macroscópica del olécrano

Se le llama olécrano a la porción proximal del cúbito, este forma parte importante de la articulación del codo, posee una superficie articular en su cara anterior en forma de media luna, la cual se articula con la tróclea humeral,

llamada gran cavidad sigmoidea, la cual se delimita en su parte próximal por el pico de olécrano el cual en su cara posterior está compuesto de hueso cortical y recibe la inserción del tríceps braquial y distalmente por la apófisis coronoides, la cual a su vez tiene una cara interna compuesta de hueso cortical, una externa la cual presenta una superficie articular para recibir a la cabeza radial y formar la articulación radiocubital próximal y una anterior donde se inserta el músculo braquial anterior, la gran cavidad sigmoidea está dividida a su vez por una cresta vertical la cual divide en dos porciones a dicha cavidad una interna y otra externa, donde se asienta la tróclea humeral, tenemos entonces que en conjunto la articulación del codo está compuesta por las articulaciones húmero-cubital, húmero-radial y radio-cubital próximal respectivamente, siendo la más importante la húmero-cubital, ya que es esta la responsable dada su magnitud y forma de la estabilidad del codo, además de las inserciones musculares y ligamentosas que la conforman.

1.4.- Clasificación y estructura de la articulación del codo

La articulación del codo dentro de la clasificación estructural se incluye en las articulaciones sinoviales, en las cuales encontramos una cavidad articular como tal y sus componentes están unidos por una capsula articular y ligamentos accesorios a esta, en cuanto a la clasificación funcional está englobada dentro de las diartrosis o articulaciones de libre movimiento, cuyas características principales son que poseen la cavidad articular que une a los huesos que la forman, además de cartílago articular que recubre las superficies que unen a dicha articulación, una cápsula articular que rodea a dichas cavidades, una membrana sinovial compuesta de tejido conjuntivo areolar con fibras elásticas y tejido adiposo, además cuenta en su interior con líquido sinovial el cual tiene en su composición células fagocitarias que eliminan microorganismos, así como los restos del desgaste y de desgarros de la misma, incluye además ácido hialurónico y un líquido intersticial proveniente del plasma, este líquido proporciona nutrientes a las células que componen la capsula así como también al cartílago articular, y tiene una función mecánica de lubricar las superficies articulares.

1.5.- Generalidades de las fracturas de olécrano

Las fracturas del codo son las fracturas más frecuentes de la extremidad superior, correspondiendo a estas un 7%, y de esta región las más frecuentes son las fracturas de olécrano con un 15% de frecuencia, esto es entendible ya que el olécrano es una estructura que se encuentra de manera casi subcutánea, en cuanto al tipo de fractura los más frecuentes son los trazos transversos y simples, estos a su vez afectan de manera habitual la superficie articular de la cavidad sigmoidea mayor, el mecanismo de lesión más involucrado es por contusión directa, secundario a caídas con el codo en flexión y recibir este el impacto de manera directa, debido a que dichas fracturas involucran esta superficie articular, el tratamiento frecuentemente es quirúrgico ya que el objetivo de este es obtener una reducción anatómica adecuada en la superficie articular menor de 2 mm y que además provea de una estabilidad suficiente a la fractura cuando se someta a cargas fisiológicas, para permitir así una movilización temprana, esto es a los 5 días post-quirúrgicos y conseguir una recuperación rápida de los arcos de movilidad, ya que el cumplir con estos puntos tan importantes ha demostrado que son esenciales para disminuir el riesgo de desarrollar posteriormente una artrosis post-traumática y sus incapacitantes secuelas.

Para alcanzar esto, dentro del tratamiento están descritas diversas técnicas de fijación, las cuales están indicadas cuando la fractura presenta un desplazamiento mayor de 2 mm en su superficie articular o una inestabilidad bajo cargas fisiológicas, dichas técnicas incluyen desde la colocación de clavillos o tornillos intramedulares o interfragmentarios, sumándole en algunas la colocación del cerclaje, hasta placas y tornillos, teniendo cada técnica sus ventajas y desventajas.

A la fijación intramedular con tornillo para esponjosa, cuya técnica se basa en el principio biomecánico de la compresión estática, se ha agregado además el cerclaje en 8 con alambre, el cual tiene su base en el principio biomecánico de la banda de tensión, los cuales se describirán posteriormente, ambas técnicas han

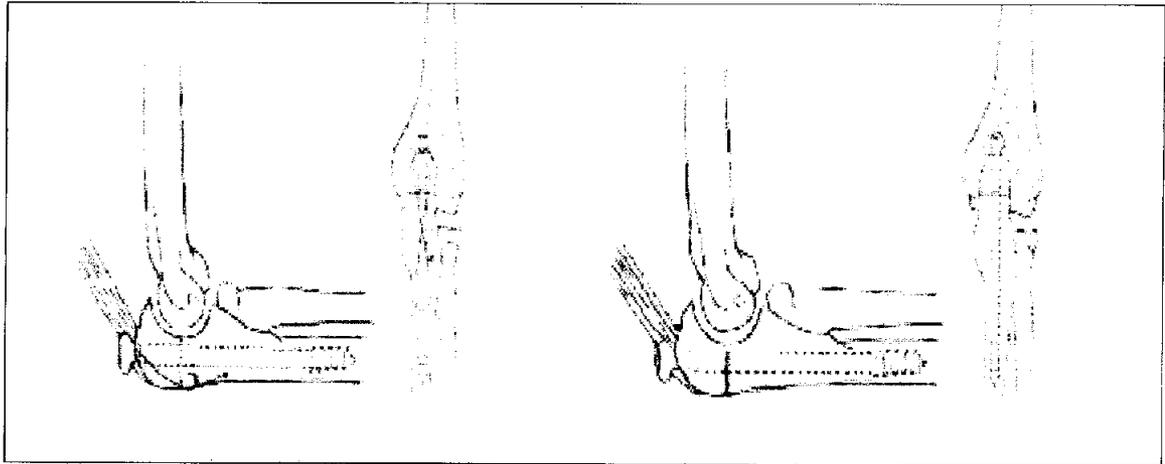
demostrado ser efectivas en el tratamiento de este tipo de fracturas. Sin embargo no hay estudios que comparen las dos técnicas en específico y por lo tanto no existen parámetros que determinen cuando haya que utilizar una u otra técnica y la decisión de utilizar cada tipo de técnica se basa en la habilidad del cirujano y es este punto lo que nos lleva a la realización de este estudio experimental, donde lo que hicimos fue comparar los resultados de los dos sistemas de fijación bajo cargas fisiológicas, controlando variables entre ambos grupos, dichas variables sólo fueron el cerclaje, la fuerza aplicada y el desplazamiento obtenido, al ser un estudio experimental en cadáveres obviamente no buscamos la consolidación de la fractura, sino la estabilidad de la misma.

1.6.-Biomecánica

El hueso es un elemento estructural primario del cuerpo humano, tiene distintas funciones, mencionadas anteriormente, difiere de otros materiales de ingeniería en que este se autorrepara al sufrir una lesión, además de modificar sus propiedades y geometría en respuesta a los cambios en la demanda mecánica. La estructura que posee le confiere una resistencia que se ha determinado ser la décima parte del acero, en cuanto a la comparación entre el hueso esponjoso y cortical, el primero tiene también una resistencia de una décima parte en comparación con el segundo, por otro lado está establecido que el hueso en general soporta un 20% menos la tensión que la compresión, todos estos puntos son muy importantes ya que son en estas propiedades en las que nos apoyamos para determinar el tipo de implante, así como el lugar de su colocación y el tratamiento posterior a la colocación de los mismos.

Las características que el olécrano posee, refiriéndonos a su forma geométrica, sus inserciones musculares, así como al tipo de articulación a la que pertenece, son muy importantes ya que biomecánicamente está solicitado a fuerzas de compresión en la superficie articular o anterior y a fuerzas de tensión en su superficie cortical o posterior, esto debido a las fuerzas que ejercen el músculo braquial anterior desde su inserción en la apófisis coronoides en su cara anterior y

el músculo tríceps con su inserción en la punta del olécrano en la cara posterior, teniendo la tróclea humeral el punto de apoyo o fulcro sobre la cavidad sigmoidea mayor, por lo que al producirse una fractura en dicha región, debemos tomar muy en cuenta estas características, para poder así implementar en su tratamiento los principios biomecánicos de osteosíntesis, los cuales se basan en las sollicitaciones a las que están sujetas las estructuras lesionadas.



REPRESENTACION ESQUEMÁTICA DE LOS DOS SISTEMAS DE FIJACION

Los principios biomecánicos de osteosíntesis según la Asociación para el Estudio de la Osteosíntesis (AO-ASIF), que es una asociación la cual es la más reconocida mundialmente por estudiar detalladamente las características de los materiales de osteosíntesis así como su repercusión en el tratamiento de las fracturas, en general estos principios tienen la finalidad de dar a la estructura lesionada una reducción anatómica en la superficie articular principalmente y una osteosíntesis estable a las cargas fisiológicas, la conservación de la vascularidad de los fragmentos óseos y el manejo atraumático de los tejidos blandos y por último permitir una movilización precoz, activa e indolora de las articulaciones para prevenir la enfermedad fracturaria.

En lo que concierne a la fijación de las fracturas de olécrano nos basamos en dos principios biomecánicos principalmente. El principio biomecánico de la banda de tensión, el cual se utiliza en distintas estructuras óseas para dar tratamiento a los diferentes tipos de fracturas, básicamente este principio convierte las fuerzas de tensión a las que se solicita una superficie a fuerzas de compresión en el lado contrario de la misma, esto se logra aplicando a la superficie de tensión un cerclaje. Otro principio biomecánico que se utiliza también es el de compresión estática el cual tiene por objetivo convertir las sollicitaciones de flexión, tensión o rotación en fuerzas de compresión, lo que conlleva a un aumento en la carga entre los fragmentos y así aumentar la estabilidad entre los mismos.

Una sollicitación es la fuerza que se ejerce sobre una estructura, estas pueden ser en flexión, compresión, torsión, tensión, cizallamiento. Cuando se realiza el arco de movilidad de una articulación, se están llevando a cabo diversas sollicitaciones en diferentes puntos de la misma. En lo que confiere al olécrano está descrito que las sollicitaciones que este soporta son en tensión en su cara posterior y en compresión en su cara anterior o articular, las cargas fisiológicas o lo que es igual, las cargas que soporta el olécrano cuando el codo realiza su arco de movilidad completo de manera pasiva o activa y sin resistencia, se han medido previamente en estudios científicos, estas cargas son en promedio de 4.92 Kiloponds por Centímetro Cuadrado (Kpd/cm²), el Kpd/cm² es una unidad de fuerza utilizada de manera rutinaria en los laboratorios de resistencia de materiales, hemos tomado esta unidad y los valores preestablecidos para la realización de nuestro experimento y con esto determinar de manera experimental, bajo pruebas biomecánicas las ventajas y desventajas que el cerclaje provee a este sistema de fijación en cuanto a la contención de la fractura bajo cargas fisiológicas.

CAPÍTULO II

ESTUDIO EXPERIMENTAL BIOMECÁNICO

II.1.- Planteamiento del problema

Existen en la actualidad diversas técnicas de fijación utilizadas para la fijación de las fracturas de olécrano, entre ellas se encuentra la fijación centromedular con tornillo para esponjosa, a esta se ha agregado el cerclaje con alambre, esto basados en el principio biomecánico de la banda de tensión, con lo cual se incrementa la estabilidad de la fijación en el sitio de la fractura, sin embargo no existen estudios donde se comparen estas dos técnicas en específico aplicándoles experimentalmente cargas fisiológicas y por lo tanto no hay estadísticas ni parámetros científicamente comprobados que nos indiquen que una técnica tiene mayor ventaja sobre la otra. De esto surge la pregunta de que si ¿es realmente necesario la colocación del cerclaje en la fijación intramedular de fracturas de olécrano con tornillo para esponjosa cuando a estas se les aplican cargas fisiológicas?

II.2.- Hipótesis

La fijación intramedular con el sistema de tornillo para esponjosa contiene las fracturas de olécrano con la misma efectividad que el sistema de tornillo para esponjosa y cerclaje cuando estas son sometidas a cargas fisiológicas en un modelo experimental.

II.3.- Hipótesis nula

No existen diferencias significativas al comparar el sistema de fijación de tornillo para esponjosa con el sistema de tornillo para esponjosa y cerclaje, en lo que se refiere a la contención de las fracturas cuando se someten a cargas fisiológicas en un modelo experimental.

II.4.- Objetivos

II.4.1 Objetivo general

-Determinar mediante la realización de pruebas biomecánicas de laboratorio y análisis estadístico si existen diferencias significativas, en el desplazamiento de la fractura en la superficie articular, al comparar estas dos técnicas de fijación en dos grupos de prueba, cuando se les aplican cargas fisiológicas.

II.4.2 Objetivos secundarios

- Descartar la colocación de cerclaje.
- Documentar y comparar mediante pruebas biomecánicas y estadísticas la resistencia de cada tipo de fijación con carga menores, iguales y superiores a las fisiológicas.
- Simplificar el abordaje y la técnica quirúrgica
- Evitar complicaciones y secuelas trans y post-quirúrgicas, secundarias a la mayor disección de tejidos blandos
- Disminuir por consecuencia los costos, al requerir menos material para la fijación
- Facilitar el retiro del material de fijación, cuando esté indicado, esto es al consolidar la fractura

II.5.- Justificación del estudio

Determinar la necesidad real de la colocación del cerclaje en este tipo de fijación en el tratamiento de las fracturas de olécrano, ya que actualmente no hay parámetros objetivos en la literatura, que se hayan obtenido de estudios científicos que determinen que tipo de técnica utilizar en este tipo de fracturas y esta decisión se basa únicamente en el entrenamiento del cirujano.

II.6.- Diseño del estudio

Experimental básico

II.7.- Materiales y métodos (ver anexos)

Con el consentimiento del Departamento de Ética y del Departamento de Enseñanza e Investigación de nuestro hospital, así como apegándonos a los lineamientos de la Ley General de Salud, refiriéndonos a la obtención de cadáveres, procedimos a obtener en coordinación con el Departamento de Patología del Hospital, 10 pares de olécranos de igual y el tercio distal del húmero, de 10 cadáveres. Los criterios de inclusión para incluirlos en el estudio eran que fueran ambos olécranos de cadáveres los cuales se obtendrían iniciando desde el mes de Enero al mes de Julio de 2004, sin importar edad, sexo, talla ni calidad ósea, y que además contaran con expediente completo para investigar antecedentes de importancia. Los criterios de exclusión fueron que no contaran con expedientes completos, que tuvieran antecedentes de fracturas antiguas en dicho hueso, malformaciones congénitas ó adquiridas en las extremidades, enfermedades metabólicas que se relacionaran con patologías óseas, infecciosas o que por alguna razón no fuera posible resecar ambos olécranos y húmeros del cadáver.

El procedimiento para la extracción de muestras fue el mismo para todos los cadáveres, este fue realizado en el anfiteatro del hospital, primeramente se realiza un abordaje posterior del brazo aproximadamente desde el tercio proximal del brazo hasta el tercio medio del antebrazo sobre el borde cubital, se realiza la disección por planos hasta exponer por completo húmero y cúbito, se desperiostiza circunferencialmente ambos huesos, además se seccionan por completo inserciones tendinosas y ligamentosas, se realizan osteotomías en la diáfisis del húmero a un promedio de 20cm de la articulación glenohumeral y en la diáfisis del cúbito a un promedio de 15cm de la articulación del codo, se extraen las muestras, se retiran los restos de tejido y se procede a almacenar cada muestra, en bolsas de plástico selladas por separado, rotulando en su exterior el número de cadáver así como el lado y su fecha de obtención, cada muestra se almacenó en el congelador del anfiteatro del Departamento de Patología del Hospital, a una temperatura aproximada y constante de -10°C , hasta recabar el número de muestras necesario para la realización del estudio.

El día programado para la realización del estudio se procede a extraer las muestras del congelador, y estas se dejan inmersas en solución fisiológica a una temperatura ambiente por un espacio de 20 minutos, se extraen las muestras de sus contenedores y rotulamos los datos en cada muestra con un marcador, procedemos a realizar una perforación con un perforador eléctrico (De Walt), utilizando una broca de 4.5mm, localizamos el sitio de entrada en la cortical próximal del olécrano, aproximadamente a 5mm hacia la cara anterior de la cortical posterior del mismo, dirigiendo la perforación hasta alcanzar el canal medular del cúbito, realizamos enseguida con una sierra oscilatoria para hueso (Stryker, Kalamazoo), una osteotomía transversa aproximadamente en la mitad de la gran cavidad sigmoidea del olécrano, simulando con esto una fractura simple transversa, dicho procedimiento se realiza en todas las muestras, se separan los olécranos izquierdos a los cuales nos referiremos como Grupo I y se procede bajo visión directa a reducir ambos fragmentos, se introduce un tornillo para esponjosa de 6.5mm X 90mm, en el sitio perforado previamente, cuya longitud se seleccionó midiendo el total de las muestras, tomando como referencias la apófisis coronoides, la cual en promedio desde la punta del olécrano hasta la misma presentó una longitud de 35mm y sumándole a esta distancia 50mm más, para alcanzar con esta longitud el canal medular del cúbito, se ajusta hasta observar macroscópicamente una compresión del sitio de fractura entre ambos fragmentos, se realiza el mismo procedimiento con todas las muestras, (Figura 2) se procede a continuación a preparar los olécranos derechos, a los que nos referiremos como Grupo II, a estas muestras se procede a perforar perpendicularmente a la diáfisis en la cortical posterior aproximadamente a 70mm en promedio de la cortical próximal del olécrano, y a 5mm de la cortical posterior con una broca de 2mm, a continuación se reducen bajo visión directa los fragmentos, se introduce el tornillo para esponjosa por el sitio de entrada, se ajusta hasta observar en el foco de fractura la compresión de los fragmentos, posteriormente se procede a colocar el cerclaje en 8 en las muestras, el cual se realiza con alambre de la A.O. de 1.2mm, pasando el mismo a través del orificio en la diáfisis, se cruzan los extremos del alambre sobre la cortical posterior del

olécrano, y se ancla en la cabeza del tornillo, para entorcharse en la cara lateral del mismo hasta obtener un ajuste del mismo (Figura 3), se preparan además los húmeros, a los cuales se les realiza una osteotomía transversa en la diáfisis aproximadamente a 20cm de la superficie articular distal.

Continuamos con la preparación de la prueba, para lo cual se fijan las muestras del Grupo I inicialmente, en posición horizontal en un marco metálico, con adaptadores especiales tipo prensa, se fija al marco en posición vertical y colocado sobre el olécrano la porción distal del húmero, el cual se reforzó en su extremo próximal con cemento de Polimetilmetacrilato, esto para soportar las cargas que ejercerá el pistón de la prensa sobre el mismo, en dicho marco se encuentra montada una prensa neumática, con un pistón hidráulico (Figura 1), el cual desciende en forma vertical cuando la prensa es alimentada por aire, a través de un sistema de mangueras de alta presión procedentes de un compresor neumático, en este sistema se encuentra montado un manómetro que registra la fuerza que aplica la prensa sobre la muestra en unidades de Libras por Pulgada Cuadrada (PSI por sus siglas en el sistema inglés), y que cuenta con una graduación que va desde 0 a 200 PSI, realizamos la conversión de PSI a Kiloponds por cm^2 (Kpd/cm^2), ya que esta unidad de fuerza es de las más utilizadas en los laboratorios de resistencia de materiales, con la ecuación establecida de que 1 PSI equivale a $0.0703\text{Kpd}/\text{cm}^2$, ya realizadas las conversiones iniciamos aplicando un ciclo inicial de 20 cargas por minuto a $0.7\text{Kpd}/\text{cm}^2$, que corresponde a la medida inicial del manómetro (10 PSI) aumentando gradualmente $0.7\text{Kpd}/\text{cm}^2$ cada ciclo, hasta llegar a la producción de la fractura de la muestra, se midió el desplazamiento en la superficie articular en cada muestra, separando los datos por fuerza aplicada, el número y el lado de la muestra, al terminar cada ciclo, a continuación se aumentaba la fuerza y se realizaba el ciclo siguiente y así sucesivamente hasta finalizar el experimento, las mediciones eran realizadas con un instrumento de medición de precisión llamado Pié de Rey Digital (Instron Corp. Berwyn, PA), utilizado de manera habitual para este tipo de mediciones, el cual contaba con una pantalla de LCD en la cual se registraban las mediciones, contando con una graduación en centésimas de mm, se tomó como el punto clave de la prueba cuando se alcanzaba un

desplazamiento mayor a los 2mm que es el desplazamiento máximo permitido en una fractura intraarticular como ya se mencionó y cuando se aplicaba una fuerza de 4.92 Kpd/cm² ya que dicha fuerza es la equivalente a las cargas fisiológicas que soporta el olécrano, cuando este realiza los arcos de movilidad activos o pasivos sin resistencia y el final del experimento lo marcaba la fractura evidente de la muestra al finalizar el ciclo, los resultados obtenidos en cada muestra se anotaban en la hoja de recolección de datos, indicando el número de muestra así como el grupo al que pertenecía, el mismo procedimiento se realizó en cada muestra, y en ambos grupos.

Terminada la prueba, los resultados eran vaciados desde la hoja de recolección a la base de datos y se someten a continuación a análisis estadístico, se utiliza la prueba estadística "t de student" ideal para la comparación de grupos de muestras pareadas, para determinar la existencia de diferencias significativas entre ambos grupos, tomándose como significativa una $P \leq 0.05$ y las variables se someten a la prueba estadística de la "correlación lineal de Pearson" para determinar la correlación existente en las variables fuerza aplicada-desplazamiento, se realizó además una prueba de regresión logarítmica para predecir el desplazamiento que se obtendría a medida que se aumentara la fuerza aplicada, para obtener con esto una ecuación la cual matemáticamente nos daría una constante con la cual podríamos inferir el desplazamiento al realizar otro estudio, para todo esto se utilizó el programa estadístico del paquete de Microsoft Excel 2003, se compararon los resultados entre ambos grupos, así como las muestras en forma pareada entre cada espécimen para eliminar con esto el riesgo de sesgar el estudio al no tomar en cuenta variable que podrían ser importantes como lo son la edad y calidad ósea de cada espécimen.

CAPÍTULO III

RESULTADOS, DISCUSION Y CONCLUSIONES

III.1.- Resultados (ver anexos)

Los promedios obtenidos en ambos grupos fueron los siguientes, el desplazamiento inicial en el Grupo I fué de 0.23mm, con una desviación estándar de 0.03mm, y ocurrió con una carga de 3.51Kpd (Tabla 1, Gráfica 5 y 7), mientras que para el Grupo II fué de 0.23mm, con una desviación estándar de 0.03mm y ocurrió a una fuerza de 4.92Kpd (Tabla 2, Gráfica 6 y 7), el promedio de desplazamiento bajo cargas fisiológicas, esto es a una fuerza de 4.92Kpd fué de 1.58mm, con una desviación estándar de 0.19mm para el Grupo I (Tabla 1, Gráfica 5 y 7), mientras que para el Grupo II fué de 0.23mm, con una desviación estándar de 0.03mm (Tabla 2, Gráficas 6 y 7), el desplazamiento promedio mayor de 2mm para el Grupo I fué de 2.62mm, con una desviación estándar de 0.26mm y ocurrió con una fuerza de 5.62Kpd (Tabla 1, Gráficas 5 y 7), mientras que para el Grupo II fué de 2.49mm, con una desviación estándar de 0.35mm y ocurrió con una fuerza de 7.03Kpd (Tabla 2, Gráficas 6 y 7), la fractura de las muestras del Grupo I ocurrió con una fuerza de 7.03Kpd (Tabla 1, Gráficas 5 y 7), mientras que en el Grupo II ocurrió con una fuerza de 8.43Kpd (Tabla 2, Gráficas 6 y 7), comparamos posteriormente los resultados en forma pareada en cada espécimen en los puntos clave de la prueba esto fue cuando se le aplicaron las cargas fisiológicas, cuando existió un desplazamiento mayor de 2mm y cuando se apreciaba la fractura evidente de la muestra, encontrando que en todos los especimenes el grupo I presentó una resistencia menor al desplazamiento, así como al momento de presentar la fractura en comparación al grupo II menor al 50% (Gráficas 1,2,3 y 4), sin embargo cuando se aplicaron fuerzas iguales ó menores a las cargas fisiológicas nunca se apreció un desplazamiento superior a los 2mm, y es resultado el más importante, ya que confirma nuestra hipótesis. En cuanto a la prueba de regresión logarítmica obtuvimos una ecuación matemática la cual fue: Separación estimada en mm = (2.53 o constante obtenida) (Valor de Fuerza Aplicada en Kpd/cm²), lo que nos dio un desplazamiento exponencial con cada carga. (Gráficas 8,9 y 10)

III.2.- Discusión

Las técnicas de fijación intramedular de las fracturas de olécrano con tornillo para esponjosa con o sin cerclaje, son técnicas que proveen a la fractura una estabilidad suficiente bajo cargas fisiológicas, existen reportados en la literatura estudios en los cuales se comparan las diversas técnicas de fijación, enfocados más que nada en la resistencia de los materiales de fijación, pero no hay ninguno que compare en específico estas dos técnicas cuando las muestras son sometidas a cargas fisiológicas.

Nuestro estudio es un estudio experimental de laboratorio, sin embargo el comparar ambas técnicas en un mismo espécimen, aplicándoles las mismas cargas, hace que tenga un valor estadístico alto, ya que elimina el sesgo que pudiera crearse al omitir algunas variables como lo hicimos en este estudio y que podría ser una debilidad en la realización de este, nosotros nos enfocamos solamente en la comparación de los promedios de ambos grupos y las muestras en forma pareada por espécimen en el desplazamiento de la fractura cuando se aplican ambas técnicas, se demostró que no existen diferencias significativas entre ambos grupos cuando a estos se les aplicaron fuerzas iguales a las cargas fisiológicas, con una $P \leq 0.05$, además de que en ninguna fase de la prueba hubo un desplazamiento mayor a los 2mm en ninguna muestra, comprobando con esto la hipótesis que nos planteamos, mientras que si se aplicaban a las muestras cargas mayores a las fisiológicas si existieron diferencias significativas, con una $P \geq 0.05$, se demostró además que las variables fuerza aplicada-desplazamiento tienen gran correlación en el Grupo I, mientras que esta correlación no fue tan alta en el Grupo II, esto es esperado ya que el Grupo I no contaba con el cerclaje, y esto le daba una menor resistencia cuando se iban aumentando las cargas, sin embargo en nuestro estudio este punto no tiene relevancia, ya que el objetivo de nuestro estudio era comparar los resultados de los dos grupos solamente cuando a las muestras se les aplicaban cargas fisiológicas ó menores a estas, también observamos que al comparar los resultados obtenidos de ambas técnicas, de manera pareada en cada espécimen se apreció que el promedio de

desplazamiento en general en el grupo II fué menor al 25% con respecto al grupo I que tuvo un 75%, tomando como 100% los 2mm de desplazamiento, así como también en específico se tuvo un desplazamiento promedio del grupo I de 53% contra un 8% del grupo II, al aplicarles cargas de 4.92Kpd/cm² es decir cargas fisiológicas; sin embargo en ningún momento de la prueba hubo un desplazamiento mayor a los 2mm en las muestras, cuando se les aplicaban cargas fisiológicas o menores que era como mencionamos anteriormente el punto clave de nuestro estudio, apoyando aún más nuestra hipótesis, por lo tanto en resumen encontramos que no hubo diferencias significativas cuando se compararon los grupos en promedio ni cuando se compararon de manera pareada, con cargas fisiológicas, si bien fue muy evidente que el grupo I soportó menos las cargas que sobrepasaron las fisiológicas que el grupo II, traduciéndose esto en desplazamientos mayores a los 2 mm o en fracturas de las muestras, este hecho como ya mencionamos anteriormente no tiene significancia en nuestro estudio, ya que nos enfocamos en las fuerza que se ejercen con las cargas iguales o menores a las fisiológicas, estos resultados en cargas mayores son entendibles ya que el colocar el cerclaje le da a la fijación una estabilidad mucho mayor a la que requerimos para el tratamiento post-operatorio de este tipo de fracturas, en donde lo que se requiere para tener un mejor pronóstico es una estabilidad de la fractura con cargas fisiológicas, ya que lo que se busca con esto es iniciar una movilización temprana y evitar al máximo posible el desarrollo de las secuelas., así como también en consecuencia se disminuyen la morbilidad al simplificar el procedimiento quirúrgico, evitando lesiones neurovasculares, mayor sangrado, mayor disección, riesgo de infección y en consecuencia el costo al utilizar menor cantidad de material.

III.3.- Conclusiones

Podemos concluir entonces que basados en los resultados obtenidos con nuestro estudio, experimentalmente no es necesaria la colocación del cerclaje en la fijación intramedular con tornillo para esponjosa en las fracturas de olécrano, cuando a estas se les aplican cargas fisiológicas.

Consideramos que la colocación del cerclaje en este tipo de fijación provee de una estabilidad excesiva a la requerida en la fijación de este tipo de fracturas. Siendo el siguiente paso, la realización de un estudio clínico para corroborar los resultados obtenidos en este estudio.

III.4.Referencias bibliográficas

1. Quiroz Gutierrez, Fernando, Anatomía Humana. Ed. Porrua , Tomo I, 1991.
2. Müller M.E., Schneider R. Manual de Osteosíntesis, Springer, Verlag, Ibérica 1993.
3. Canale, T. Cirugía Ortopédica. Ed. Mosby, 9a Ed., 1998.
4. Paremain, Guy P., Novak, Vincent, Biomechanical Evaluation of Tension Band Placement for the repair Of Olecranon Fractures, Clinical Orthopaedics and Related Research, Febrero 1997.
5. Laboratorio de Resistencia a Materiales; Instructivo de uso de maquinas de ensayo, Collage Park Library, 2003.
6. Skinner Harry. Diagnóstico y Tratamiento en Ortopedia Manual Moderno 2000.
7. Petraco, Douglas, Koval Kenneth, Fixation Stability of Olecranon Osteotomies, Clinical Orthopaedics and Related Research, Dic. 1996
8. Crystal Meunier Biological and Biomechanical Performance of Biomaterial Elsevier 1986.
9. Morrey Bernard, Master en Cirugía Ortopédica de Codo, Marban 1994.
10. Moed, Berton R., Ede, David E. , Fractures of The Olecranon, Journal Of Trauma Injury, Infection, and critical care, Diciembre de 2002.
11. Prayson, Michael J., Williams, John L., Biomechanical Comparison Of Fixation Methods, Journal of Orthopaedic Trauma, Noviembre 1997.
12. Leeson, Leeson, Paparo, Histología, Interamericana, 1990.
13. De Pedro Moro J.A., Fracturas, Ed. Panamericana, 1999.
14. Fitzgerald, Kaufer, Malkani, Ortopedia, Tomo I, Panamericana 2004.
15. Tortora, Grabowski, Principios de Nanatomía y Fisiología, Ed. Harcourt Brace, 7ª Ed., 1999.

16. Munuera, L. Introducción a la Traumatología y Cirugía Ortopédica. McGraw-Hill, 1998.
17. Sheldon R: Simon, Ciencias Básicas en Ortopedia, volumen 1, AAOS.
18. Frank C: Wilson, Patrick P. Lin, General Orthopaedics, Mc Graw Hill, 1997.
19. Dee Roger, Principles of Orthopaedic Practice, Mc Graw Hill, 1997.

CAPITULO IV

ANEXOS

Tabla 1: Base de datos del Grupo I

FUERZA APLICADA (KILOPONDS POR CENTIMETRO CUADRADO Kpd/cm²)

	0.7	1.4	2.1	2.81	3.51	4.21	4.92	5.62	6.32	7.03	7.73	8.43
1	0	0	0	0	0.2	0.5	1.7	2	3.2	FX	FX	FX
2	0	0	0	0	0.25	0.65	1.4	2.5	3.4	FX	FX	FX
3	0	0	0	0	0.22	0.7	1.9	2.8	3.6	FX	FX	FX
4	0	0	0	0	0.2	0.85	1.5	2.6	3	FX	FX	FX
5	0	0	0	0	0.23	0.82	1.5	2.8	3.3	FX	FX	FX
6	0	0	0	0	0.26	0.9	1.8	2.7	3.2	FX	FX	FX
7	0	0	0	0	0.18	0.74	1.4	2.8	3.5	FX	FX	FX
8	0	0	0	0	0.24	0.86	1.6	2.5	3	FX	FX	FX
9	0	0	0	0	0.28	0.98	1.3	2.9	3.6	FX	FX	FX
10	0	0	0	0	0.22	0.95	1.7	2.6	3	FX	FX	FX

DESPLAZAMIENTO EN MM AL APLICAR UN CICLO DE 20 CARGAS POR MINUTO

Se resalta en amarillo los valores obtenidos en los puntos importantes de la prueba, con cargas fisiológicas (4.92Kpd/cm²), cuando hubo un desplazamiento mayor de 2mm (5.62Kpd/cm²) y al momento de la fractura (7.03Kpd/cm²)

16. Munuera, L. Introducción a la Traumatología y Cirugía Ortopédica. McGraw-Hill, 1998.

17. Sheldon R: Simon, Ciencias Básicas en Ortopedia, volumen 1, AAOS.

18. Frank C: Wilson, Patrick P. Lin, General Orthopaedics, Mc Graw Hill, 1997.

19. Dee Roger, Principles of Orthopaedic Practice, Mc Graw Hill, 1997.

CAPITULO IV

ANEXOS

Tabla 1: Base de datos del Grupo I

FUERZA APLICADA (KILOPONDS POR CENTIMETRO CUADRADO Kpd/cm2)

	0.7	1.4	2.1	2.81	3.51	4.21	4.92	5.62	6.32	7.03	7.73	8.43
1	0	0	0	0	0.2	0.5	1.7	2	3.2	FX	FX	FX
2	0	0	0	0	0.25	0.65	1.4	2.5	3.4	FX	FX	FX
3	0	0	0	0	0.22	0.7	1.9	2.8	3.6	FX	FX	FX
4	0	0	0	0	0.2	0.85	1.5	2.6	3	FX	FX	FX
5	0	0	0	0	0.23	0.82	1.5	2.8	3.3	FX	FX	FX
6	0	0	0	0	0.26	0.9	1.8	2.7	3.2	FX	FX	FX
7	0	0	0	0	0.18	0.74	1.4	2.8	3.5	FX	FX	FX
8	0	0	0	0	0.24	0.86	1.6	2.5	3	FX	FX	FX
9	0	0	0	0	0.28	0.98	1.3	2.9	3.6	FX	FX	FX
10	0	0	0	0	0.22	0.95	1.7	2.6	3	FX	FX	FX

DESPLAZAMIENTO EN MM AL APLICAR UN CICLO DE 20 CARGAS POR MINUTO

Se resalta en amarillo los valores obtenidos en los puntos importantes de la prueba, con cargas fisiológicas (4.92Kpd/cm2), cuando hubo un desplazamiento mayor de 2mm (5.62Kpd/cm2) y al momento de la fractura (7.03Kpd/cm2)

Tabla 2: Base de datos del Grupo II

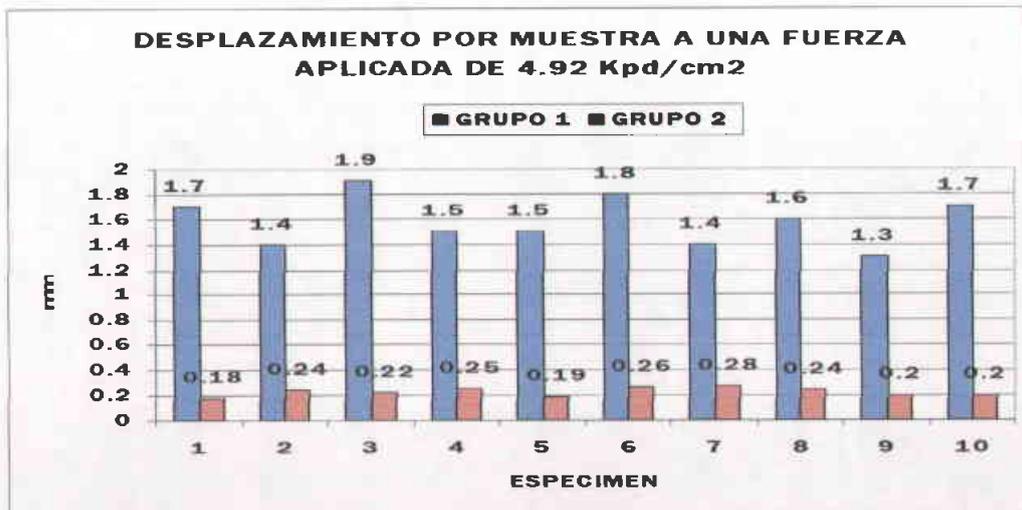
FUERZA APLICADA (KILOPONDS POR CENTIMETRO CUADRADO Kpd/cm2)

	0.7	1.4	2.1	2.81	3.51	4.21	4.92	5.62	6.32	7.03	7.73	8.43
1	0	0	0	0	0	0	0.18	0.5	1.5	2.8	3.7	FX
2	0	0	0	0	0	0	0.24	0.58	1.2	2.6	3.1	FX
3	0	0	0	0	0	0	0.22	0.52	0.95	2.3	3.3	FX
4	0	0	0	0	0	0	0.25	0.48	1.8	3	3	FX
5	0	0	0	0	0	0	0.19	0.46	1.6	2.1	2.9	FX
6	0	0	0	0	0	0	0.26	0.56	1.9	2.3	4	FX
7	0	0	0	0	0	0	0.28	0.6	2.1	2.7	3.6	FX
8	0	0	0	0	0	0	0.24	0.7	1.6	2.9	3.8	FX
9	0	0	0	0	0	0	0.2	0.86	1.4	2.2	3.4	FX
10	0	0	0	0	0	0	0.2	0.9	1.3	2	3	FX

DESPLAZAMIENTO EN MM AL APLICAR UN CICLO DE 20 CARGAS POR MINUTO

Se resalta en amarillo los valores obtenidos en los puntos importantes de la prueba, con cargas fisiológicas (4.92Kpd/cm2), cuando hubo un desplazamiento mayor de 2mm (7.03Kpd/cm2) y al momento de la fractura (8.43Kpd/cm2)

Gráfica 1: Desplazamiento por muestra y por espécimen



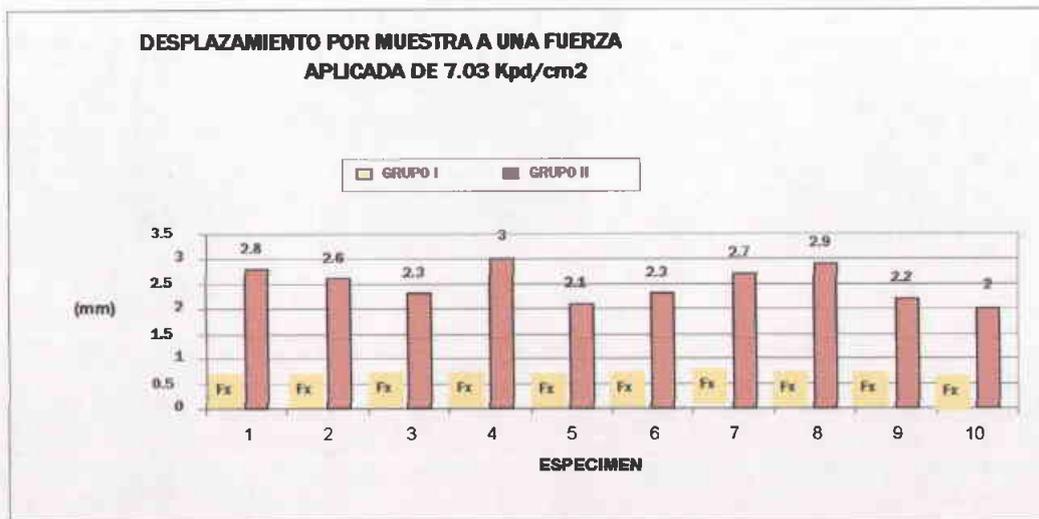
Gráfica donde se comparan ambas muestras en el mismo espécimen al aplicarles una fuerza de 4.92Kpd/cm2 lo que equivale a las cargas fisiológicas

Gráfica 2: Desplazamiento por muestra y por espécimen



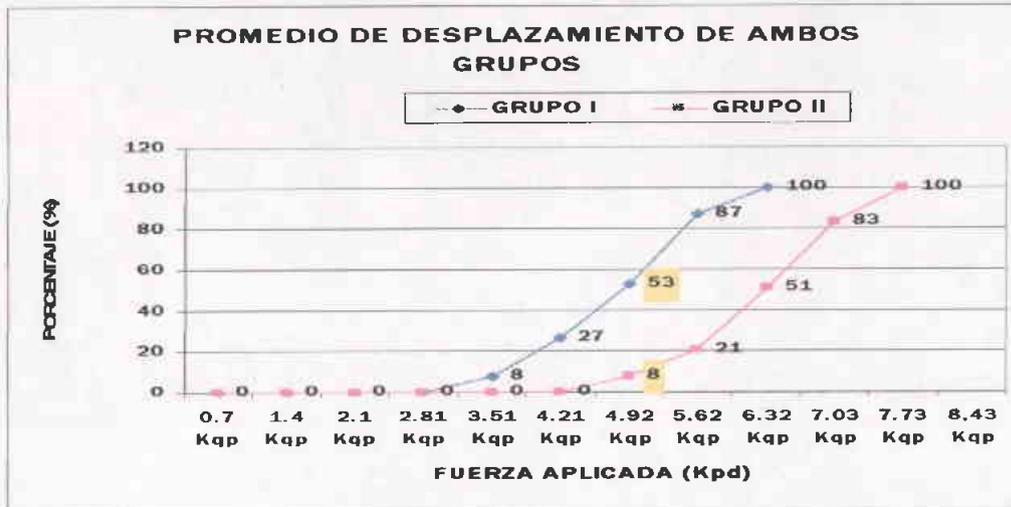
Gráfica donde se comparan ambas muestras del mismo espécimen al aplicarles una fuerza de 5.62Kpd/cm², que equivale al momento en que se obtuvo un desplazamiento mayor de 2mm

Gráfica 3: Desplazamiento por muestra y por espécimen



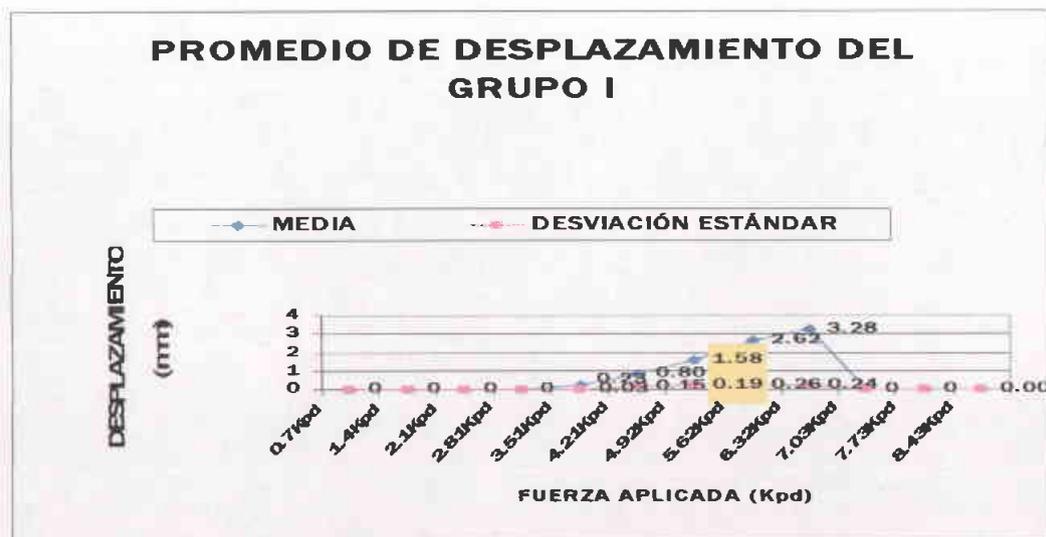
Gráfica donde se comparan ambas muestras del mismo espécimen al aplicarles una fuerza de 7.03Kpd/cm², que equivale al momento en que se obtuvo la fractura en el grupo I

Gráfica 4: Promedio de desplazamiento de ambos grupos



Gráfica donde se representa el porcentaje de desplazamiento de ambos grupos, tomando con 100% 2mm, se resaltan los valores obtenidos al aplicar una fuerza de 4.92Kpd/cm2

Gráfica 5: Promedio de desplazamiento del grupo I



Gráfica donde se representa el desplazamiento promedio del grupo I y su desviación estándar, resaltando los valores obtenidos al aplicar una fuerza de 4.92Kpd/cm2 que equivale a la carga fisiológica.

Gráfica 6: Promedio de desplazamiento del grupo II



Gráfica donde se representa el desplazamiento promedio del grupo I y su desviación estándar, se resaltan los valores obtenidos al aplicar una fuerza de 4.92Kpd/cm² que equivale a la carga fisiológica.

Gráfica 7: Promedios de desplazamiento de ambos grupos



Gráfica que representa la comparación de los promedios de desplazamiento de ambos grupos, se resaltan los valores obtenidos al aplicar una fuerza aplicada de 4.92Kpd/cm² que equivale a la carga fisiológica.

Gráfica 8: Diagrama de dispersión del grupo I

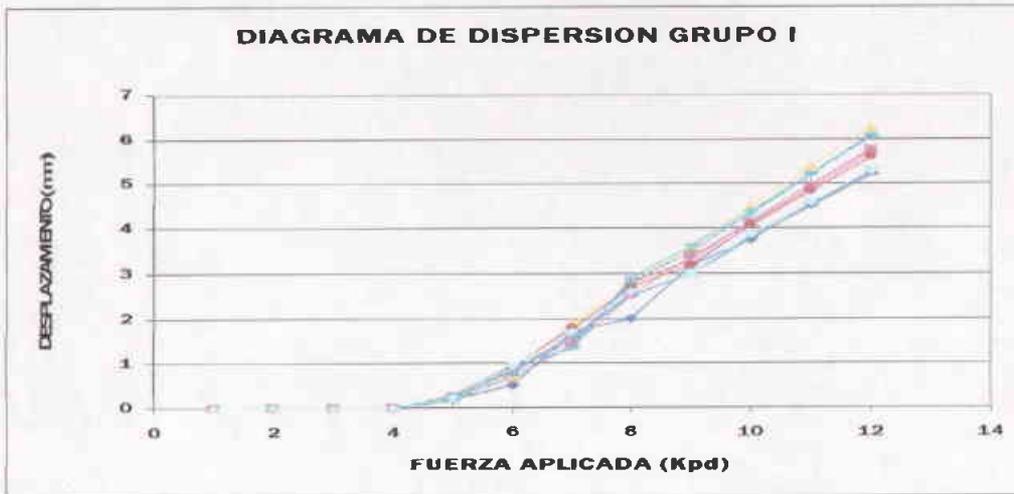


Diagrama de dispersión, el cual representa el desplazamiento que se obtendría al aplicar la ecuación matemática obtenida mediante el análisis de regresión logarítmica en el grupo I

Gráfica 9: Diagrama de dispersión del grupo II

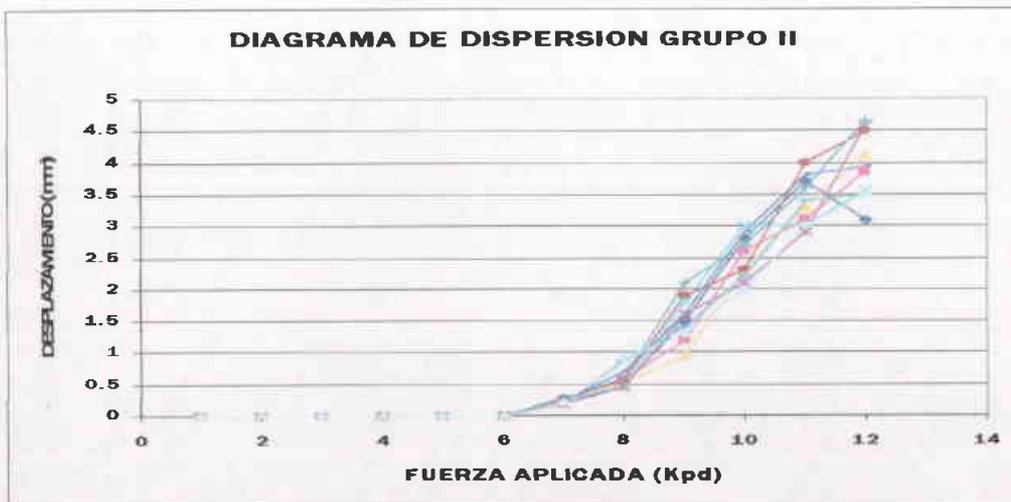


Diagrama de dispersión, el cual representa el desplazamiento que se obtendría al aplicar la ecuación matemática obtenida mediante el análisis de regresión logarítmica en el grupo II

Gráfica 10: Diagrama de dispersión de ambos grupos

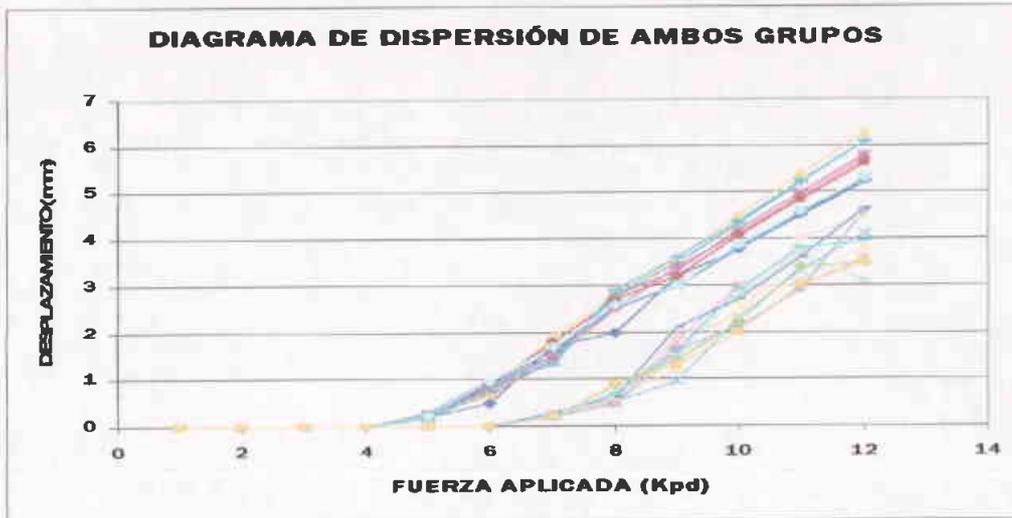


Diagrama de dispersión, el cual representa el desplazamiento que se obtendría al aplicar la ecuación matemática obtenida mediante el análisis de regresión logarítmica en ambos grupos.

Figura 1: Prensa neumática



Figura2: Materiales y muestras del grupo I

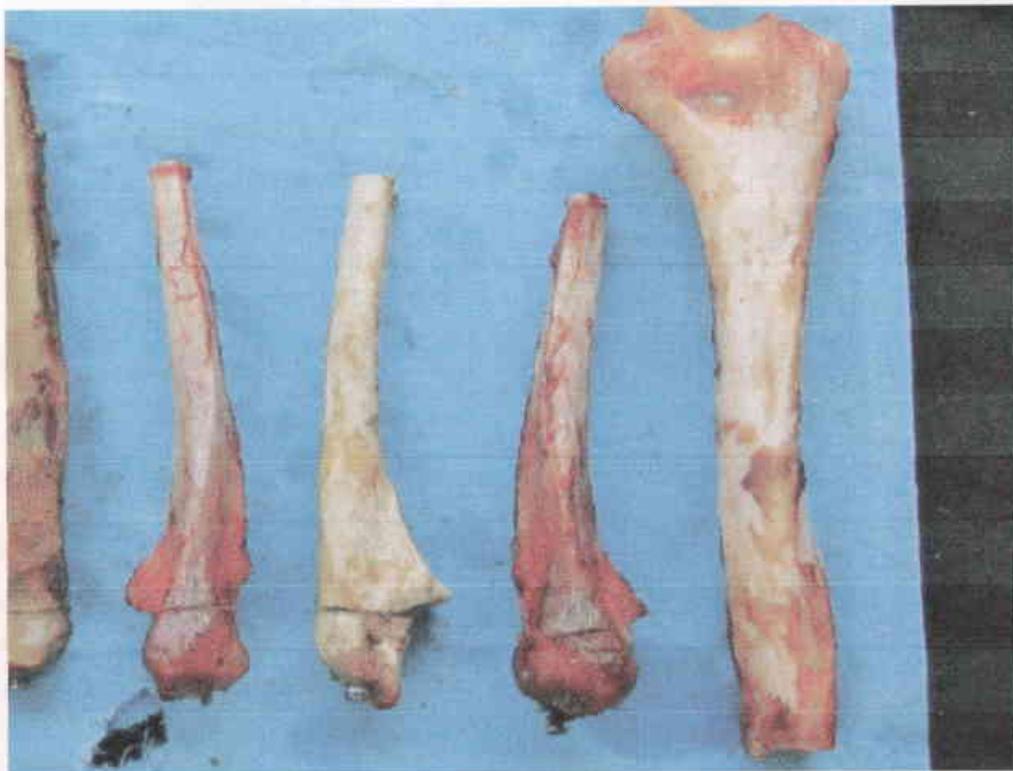


Figura 3: Materiales y muestras del grupo II

