



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO  
FACULTAD DE MEDICINA  
DIVISIÓN DE ESTUDIOS SUPERIORES**



**SECRETARÍA DE SALUD PÚBLICA DEL ESTADO DE SONORA  
HOSPITAL GENERAL DEL ESTADO  
“ DR. ERNESTO RAMOS BOURS”  
SERVICIO DE ORTOPEDIA**

# **TESIS**

**“CERCLAJE DE POLIETILENO PARA FRACTURAS DE RÓTULA”**

**PARA OBTENER EL GRADO DE ESPECIALIDAD EN**

**ORTOPEDIA**

**PRESENTA**

**DR. HUGO EMILIO PRECIADO VERDUGO**

**ASESOR**

**DR. DAVID LOMELÍ ZAMORA**



HERMOSILLO, SONORA

FEBRERO 2007



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**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.

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**



**Facultad de Medicina  
División de Estudios Superiores  
Secretaría de Salud pública del Estado de Sonora  
Hospital General del Estado de Sonora  
“Dr. Ernesto Ramos Bours”  
SERVICIO DE ORTOPEDIA**

**“CERCLAJE DE POLIETILENO PARA FRACTURAS DE RÓTULA”**

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

**PRESENTA**

**DR. PRECIADO VERDUGO HUGO EMILIO**

**ASESOR**

**DR. DAVID LOMELÍ ZAMORA**

**HERMOSILLO, SONORA**

**FEBRERO 2007**

## **AGRADECIMIENTOS**

A Dios por haberme brindado la vida y una familia.

A mis hijos que son la semilla de mi paso por este mundo.

A mi esposa por su apoyo brindado a mi persona, por su valor y determinación para fungir como padre y madre a la vez.

A mi madre y hermanos por el cariño brindado y por el recuerdo de buenos momentos.

Al Dr. Lomelí, inagotable al igual que su paciencia, por su constancia y por compartir sus secretos profesionales con sus residentes.

Al Dr. Cadena por el amor a sus pacientes, por su incondicional apoyo a su servicio y a sus residentes, y por llamar a las cosas por su nombre

Al personal de enfermería, que es un apoyo invaluable para nuestra formación y para el cuidado de nuestros pacientes

A mi patria por brindarme un sitio de paz



## **INDICE**

Hoja de firmas.....	0
Índice.....	0
Agradecimientos.....	0

### **CAPITULO I. MARCO TEÓRICO.....1**

1.1 Anatomía macroscópica de la rótula.....	1
1.2 Irrigación de la Rótula.....	1
1.3 Anatomía de tejidos blandos.....	2
1.4 Biomecánica.....	3
1.5 Anatomía microscópica.....	5
1.6 Biomecánica del hueso.....	6
1.7 Hueso cortical.....	7
1.8 Hueso esponjoso.....	8
1.9 Fractura de la rótula y mecanismos de lesión.....	9
1.10 Clasificación de las fracturas de la rotula.....	9
1.11 Principio del tirante en el manejo de fracturas de la rótula.....	10
1.14 Indicaciones.....	11

### **CAPITULO II. ESTUDIO EXPERIMENTAL BIOMECÁNICO**

2.1 Planteamiento del problema.....	14
2.2 Hipótesis.....	14
2.3 Objetivo general.....	14
2.4 Objetivo secundario.....	14
2.5 Objetivo tercero.....	14
2.6 Justificación.....	15
2.7 Materiales y Métodos.....	15

### **CAPITULO III RESULTADOS, DISCUSION Y CONCLUSIONES**

3.1 Resultados .....	17
3.2 Discusiones.....	20
3.3 Conclusiones.....	21
3.4 Referencias bibliográficas.....	21
ANEXOS.....	22







# CAPITULO I

## **MARCO TEÓRICO**

### **1.1 Anatomía macroscópica de la rótula**

La rótula es el sesamoideo más grande del cuerpo, y está incluida entre las fibras de la fascia lata y las fibras del tendón del cuádriceps. El centro de osificación normalmente aparece a los 2-3 años de edad, pero puede retrasarse hasta los 6 años de edad la forma de la rótula es triangular con la base situada proximalmente y el vértice en la parte distal.

Las 3 cuartas partes proximales de la rótula están cubiertas de cartílago sinovial, existen 2 zonas bien diferenciadas en ésta superficie rotuliana, la medial y la carilla lateral, que se articulan con la tróclea anterior del fémur distal. Hay una cresta vertical que separa la cara medial de la carilla lateral, la carilla lateral es la más grande de las 3 carillas y ocupa más del 50% de la superficie articular total. Una segunda cresta vertical cerca del borde interno delimita una pequeña superficie conocida como carilla impar. Hay 2 crestas transversas que delimitan las carillas superior, intermedia e inferior, el espesor del cartílago articular puede ser mayor de 1 cm. en una Rótula normal, hay gran número de variaciones anatómicas de la Rótula.

La osteología Rotuliana se divide en diferentes tipos, dependiendo del tamaño de las carillas externa e interna.

### **1.2 Aporte vascular**

Los estudios anatómicos del aporte de sangre de la rótula demuestran la existencia de 2 sistemas vasculares, extraóseo e intraóseo, el aporte vascular principal de sangre a la rótula proviene de un anillo arterial dorsal que está formado por un sistema anastomótico entre las arterias geniculadas alrededor de la rodilla. El anillo arterial está formado por las arterias superior central: la media, superoexterna e inferoexterna, y los vasos tibiales recurrentes inferiores. La porción superior del anillo vascular es anterior al tendón del cuádriceps, mientras que la porción inferior es posterior al tendón rotuliano a través de la almohadilla grasa. El suministro vascular principal intraóseo de la rótula, entra en el hueso a

través del tercio medio de la cara anterior del cuerpo de la rótula y a través de los vasos del polo distal.

Es importante conocer la estructura de éste anillo para comprender el desarrollo de una necrosis avascular secundaria a una fractura de rótula.

### **1.3 Anatomía de tejidos blandos**

La rótula se encuentra firmemente estable en una estructura formada por la unión del tendón del cuádriceps, la fascia lata y la cintilla iliotibial, éstas estructuras se unen para formar la zona central del aparato extensor y las potentes expansiones conocidas como los retináculos medial y lateral. El tendón Rotuliano se origina en el vértice de la rótula y se inserta en la tuberosidad anterior de la tibia, el tendón del cuádriceps con sus expansiones, la rótula y el tendón de la rótula forman el mecanismo extensor de la rodilla.

El músculo del cuádriceps está formado por 4 músculos principales individualizados: el recto femoral, el vasto medial, el vasto lateral y el vasto intermedio. El recto femoral es un músculo fusiforme largo cuyas fibras se insertan medialmente con un ángulo de 7-10 grados respecto al plano de la diáfisis femoral, el vasto medial está formado por el *vastus medialis longus* que se inserta en la rótula con un ángulo de aproximadamente 15-18 grados, y el *vastus medialis obliquus*, que se inserta más distalmente en la rótula con un ángulo de 50-55°. La inervación del vasto medial oblicuo se efectúa a través de una rama del nervio femoral, el vasto lateral se inserta en el margen lateral de la rótula con un ángulo de aproximadamente 30°. Las fibras más laterales se propagan más allá de la rótula, contribuyendo a la formación del retináculo lateral, y finalmente se fusionan con el tracto iliotibial, el vasto intermedio queda posterior a los otros elementos del complejo del cuádriceps, la mayoría de sus fibras se insertan en el borde superior de la rótula. El retináculo rotuliano está formado por las fibras profundas de la fascia lata en combinación con las fibras aponeuróticas del vasto medial y lateral. El retináculo se inserta directamente en la tibia proximal, las contribuciones de la parte lateral del vasto externo, el tracto iliotibial y el ligamento femororrotuliano capsular completan la formación del retináculo, el retináculo de la rótula y la cintilla iliotibial son conocidos como los “extensores auxiliares de la rodilla”.

El tendón de la rótula se origina en el polo inferior de la rótula y se inserta en la tuberosidad anterior de la tibia, la longitud media es menor de 5 cm., el retináculo rotuliano y la cintilla iliotibial se entrecruzan con las fibras del tendón rotuliano en su inserción en la porción anterior de la tibia proximal.

## **1.4 Biomecánica**

La función principal del mecanismo extensor es mantener la posición erecta del cuerpo y vencer la fuerza de gravedad, actividades como la deambulaci3n, levantarse de una silla y subir o bajar escaleras son ejemplos t3picos.

Las funciones de la rótula son aumentar la ventaja mecánica del tend3n del cuádriceps, proporcionar protecci3n a los cóndilos femorales y complementar la nutrici3n del cart3lago articular del fémur distal y la cara posterior de la rótula.

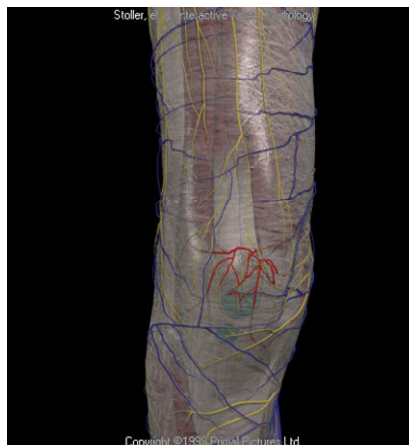
La R3tula redirige las fuerzas del mecanismo extensor al tend3n rotuliano y mejora la eficacia del complejo, aumentando de ésta manera el brazo de palanca del mecanismo extensor de la rodilla al alejarlo del eje de rotaci3n de la rodilla. La rótula actúa como una polea y aumenta el brazo de palanca permitiendo trabajar al aparato extensor con un ángulo mayor.

Las actividades de la vida diaria pueden generar fuerzas compresivas en la articulaci3n femorrotuliana 3 veces mayores del peso corporal del individuo, las actividades como subir escaleras y adoptar la posici3n de cuclillas pueden generar fuerzas que exceden 7 veces las del peso corporal. La rótula funciona como un eslab3n entre el tend3n del cuádriceps y el tend3n rotuliano, el mecanismo extensor permite la generaci3n de una fuerza de torsi3n desde el músculo a la tibia, la inserci3n del tend3n rotuliano en la tibia proximal le hace biomecánicamente ineficaz; por consiguiente, las grandes fuerzas deben ser generadas a trav3s del mecanismo extensor para realizar las distintas actividades. Se han registrado fuerzas de tensi3n máximas de 3,200 Newtons por el tend3n del cuádriceps y de 2,800 por el tend3n de la rótula. La presi3n de contacto en la superficie articular femorrotuliana oscila entre 2 a 10 N/mm<sup>2</sup>, que son casi el doble de las estimadas en la superficie tibiofemoral (2-5 N/mm<sup>2</sup>).

El área de contacto del cart3lago articular entre la rótula y el fémur distal varía según la posici3n de la rodilla, a 135° de flexi3n, la rótula descansa sobre la tróclea femoral. La presi3n de carga está compartida entre una combinaci3n de 2

áreas: la femorrotuliana y la tendofemoral. La rótula desplaza al tendón lejos del centro de rotación y mantiene la longitud del brazo de palanca de la rodilla, desde los 135° a 45° de flexión, la carilla impar entra en contacto con el fémur distal, ésta es la única parte de la rótula que no se relaciona con las verdaderas carillas rotulianas del fémur distal y la única parte de la rótula que se articula con la superficie tibial del cóndilo femoral medial. Las porciones superior y media de la rótula son las únicas partes del mecanismo extensor en contacto con la superficie distal articular femoral, con la rodilla en extensión completa, la porción más inferior de la rótula está en contacto con el fémur, se necesita el doble de fuerza para extender los últimos 15° que para conseguir llegar hasta estos 15° desde una posición en máxima flexión de la rodilla.

Todo lo anterior pone de manifiesto la importancia de la rótula y del mecanismo extensor. Al realizar una patelectomía, el brazo de palanca disminuye y el tendón rotuliano se alarga, esto puede producir una atrofia del cuádriceps, pérdida de fuerza del aparato extensor, una extensión incompleta y una posible inestabilidad ligamentosa de la rodilla.



## 1.5 Anatomía microscópica

El hueso es un tejido muy bien organizado, desde la modulación de la distribución de los cristales de hidroxapatita hasta el nivel molecular y el patrón de esfuerzo de las cascadas trabeculares en el plano orgánico. La sinergia de distribución molecular, celular tisular proporcionan una fuerza ténsil cercana al

hierro, el esqueleto tiene un peso sorprendentemente bajo para soportar una estructura tan grande

El hueso está formado por minerales, proteínas, agua, células y otras moléculas. Aunque las células del hueso son los principales reguladoras del metabolismo óseo, la matriz ósea y mineral participan en el control de los procesos mediados por las células, por lo tanto, se componen de matriz orgánica e inorgánica que tienen propiedades estructurales y reguladoras.

La matriz inorgánica constituye del 60 al 70% del tejido especializado en un 5 a 8% en agua y el resto en matriz orgánica, de la cual la matriz orgánica es colágeno en un 90% y el resto son proteínas. La matriz inorgánica o mineral es un análogo del mineral natural hidroxiapatita constituida por fosfato cálcico en cristales. Las concentraciones aproximadas de estos minerales son H (3.4%), Cl. (15%), N (4%), O (44%), Mg (0.2%), P (10%), S (0.3%), Ca (22%), y otros.

El colágeno está muy bien organizado, sus fibras se orientan hacia la carga del hueso lo que confiere sus propiedades anisotrópicas, esto es el comportamiento mecánico que difiere según la orientación de las fuerzas aplicadas.

El hueso cortical tiene cuatro veces la masa del hueso trabecular, aunque el recambio metabólico del hueso trabecular ocho veces mayor que el cortical, el hueso trabecular se encuentra principalmente en la metafisis y epífisis de los huesos largos y huesos cuboideos como las vértebras. (1)

## **1.6 Biomecánica del hueso**

El hueso es un elemento estructural primario del cuerpo humano, sirve para proteger órganos vitales internos, así como también proporciona un almacén que permite el movimiento del esqueleto, éste difiere de los materiales de ingeniería en que se autorepara y puede modificar sus propiedades y geometría en respuesta a los cambios en la demanda mecánica.

Las pruebas mecánicas más básicas del hueso, se obtienen con pruebas en las que los especímenes estandarizados se someten a una carga progresiva en una

dirección, hasta que se produce la fractura. Estas pruebas son llamadas uniaxiales o monofónicas, si el hueso se estira se llama compresión y si se tuerce se denomina torsión.

El hueso cortical y el trabecular se distinguen entre sí, principalmente por las diferencias de porosidad y consecuentemente por la densidad aparente, esto es el índice de masa de tejido óseo en un espécimen con el volumen del mismo.

Normalmente, la media de los valores de la densidad aparente del hueso cortical femoral del humano y del hueso trabecular, tibia proximal es de 1.85 y 0.30 gr.-cm. respectivamente.

Debido a que la densidad del hueso trabecular y cortical puede sobreponerse el hueso cortical se define como un hueso con 30% menos de porosidad sin embargo, la porosidad no es la única diferencia entre los tipos de hueso.

El hueso cortical puede describirse en cuanto a su arquitectura como un sólido que contiene una serie de vacíos: canales haversianos y de volkmann, y en menor grado lagunas y canalículos la porosidad del tejido óseo cortical ( en un 10%) es sobre todo una función de la densidad de estos vacíos ( canalículos y lagunas y muy raras veces canales Haversianos).

## **1.7 Hueso cortical**

Las propiedades elásticas de los materiales isotrópicos no dependen de la orientación del material respecto a la dirección de la carga y se caracterizan por un módulo único (Módulo de Young), la mayoría de los materiales habituales en ingeniería como el acero inoxidable 316L, son isotrópicos.

Las propiedades elásticas de los materiales anisotrópicos dependen de su orientación respecto de la dirección de la carga, esto es cierto para el hueso, sin embargo, las propiedades elásticas del hueso cortical humano presentan cierto grado de simetría, que refleja una micro estructura osteonal del hueso. Las propiedades elásticas del hueso cortical humano para la carga en el plano transversal al eje longitudinal son aproximadamente isotrópicas y diferentes en

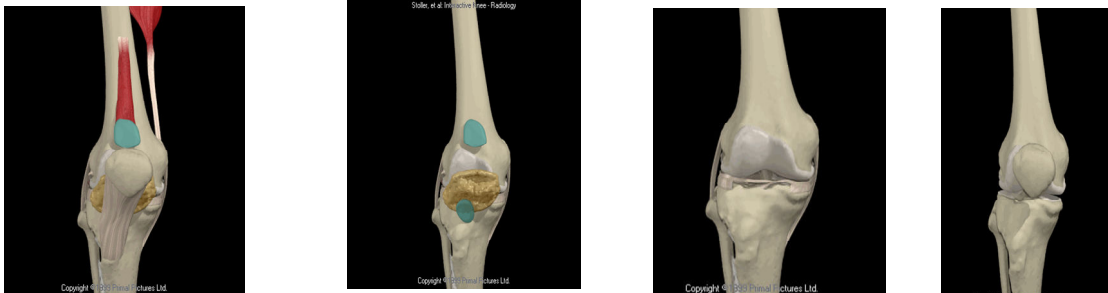
esencia de la carga en dirección longitudinal, paralela al eje de las osteonas ( a lo largo del eje longitudinal de la diáfisis).

El módulo del hueso cortical en dirección longitudinal es aproximadamente 1.5 veces el módulo en dirección transversal y más de cinco veces el de cizallamiento.

Las propiedades de fuerza del hueso cortical dependen también de la dirección de la carga, haciéndola transversalmente isotrópica desde las perspectivas del módulo y de la fuerza.

La fuerza del hueso cortical depende también de la aplicación de una carga en tensión, compresión o torsión. Esto representa una asimetría en las propiedades de la fuerza, añadiendo más complejidad a la descripción de éstas propiedades.

Las curvas de carga-esfuerzo para la tensión uní axial y la compresión del hueso cortical, tanto en dirección longitudinal como transversal muestran que el hueso cortical es más fuerte a la compresión que a la tensión



## 1.8 Hueso esponjoso

Existe una gran variación de la densidad en el hueso trabecular, tanto las variaciones de zona, edad y algunas patologías, por ejemplo, las propiedades materiales del hueso trabecular en la tibia proximal pueden variar hasta dos ordenes de magnitud, solamente por los cambios de densidad, debido a que los estudios biomecánicos *in Vitro* de material de cadáver han mostrado que las propiedades materiales del hueso trabecular son muy sensibles a la densidad aparente, la discusión de éstas propiedades requieren una referencia a la localización anatómica y a la edad del tejido. En general, el módulo del hueso



trabecular puede variar aproximadamente entre 10 y 2000 MPA dependiendo de la zona anatómica.

El hueso trabecular es mucho menos rígido que el hueso cortical, sin embargo, en algunas regiones del esqueleto existen diferencias menos claras. Cuando la arquitectura es controlada, la variación de la densidad aparente del hueso trabecular puede explicar la mayor parte de la variación del módulo.

Sin embargo, como puede verse la dispersión del módulo para cualquier valor de la densidad aparente otras variables, especialmente la arquitectura pueden afectar también al módulo.

El otro factor que relaciona la arquitectura del hueso es la orientación de las estructuras celulares básicas reflejadas como la orientación de los trabéculas, la orientación de las trabéculas individuales está controlada principalmente por la dirección de las fuerzas aplicadas al esqueleto de acuerdo a la ley de Wolf.

El compartimiento de un bloque de hueso trabecular es muy diferente de su compartimiento compresivo, en tanto que el compartimiento posterior a la deformación es diferente.

La comparación entre compartimiento compresivo y ténsil del hueso trabecular indica que la capacidad de este hueso para soportar carga posterior a la deformación es alta para la compresión y casi nula para la tensión, por lo tanto el hueso trabecular, sometido a carga más allá de su fuerza final en compresión, puede todavía soportar una carga.

## **1.9 Fracturas de la rótula y mecanismos de lesión**

Las fracturas de la rótula se producen como resultado de un traumatismo directo producido por caídas al suelo o por golpe directo del automóvil contra el salpicadero con la rodilla flexionada, también puede producirse por una contracción violenta del cuádriceps con la rodilla en flexión

## **1.10 Clasificación de las fracturas de rótula**

La mayoría de de las clasificaciones para las fracturas de rótula utilizan como referencia la descripción del tipo de fractura o la localización del trazo, además

de la clasificación de la Orthopaedic Trauma Association (OTA), no existe ningún otro sistema de clasificación universalmente aceptado, un abordaje básico condicionado por el tratamiento clasifica las fracturas como desplazadas o no desplazadas. En el aspecto geométrico del trazado de la fractura como transversal, estrellado o conminuto, longitudinal o marginal, afectación del polo proximal o distal y osteocondral puede utilizarse para clasificar las fracturas de rótula.

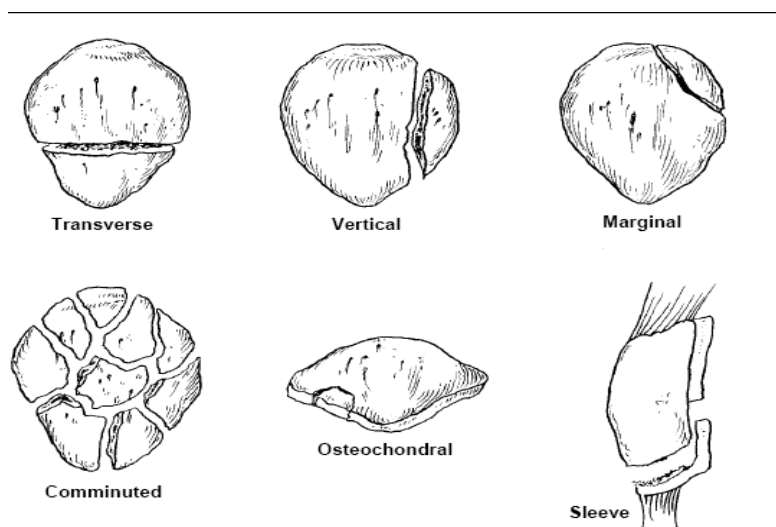


Fig. 1 Classification of patellar fractures on the basis of the configuration of fracture lines.

## 1.11

### Principio

### del tirante en el manejo de las fracturas

#### Tirante.

**Definición:** Es un implante tensado en la superficie convexa de un hueso con trazo simple

**Objetivo:** Convertir los esfuerzos de flexión sobre el hueso, en esfuerzos de compresión en dirección axial en la fractura. La compresión de dirección axial condicionada por un tirante presenta dos modalidades, la compresión estática axial en la cortical adyacente al implante, provocada directamente por el cirujano al tensar el implante y la compresión dinámica axial en la cortical opuesta.

La Compresión Dinámica Axial, aunque es un comportamiento biomecánico, no se considera principio biomecánico debido a que no es aplicada directamente por

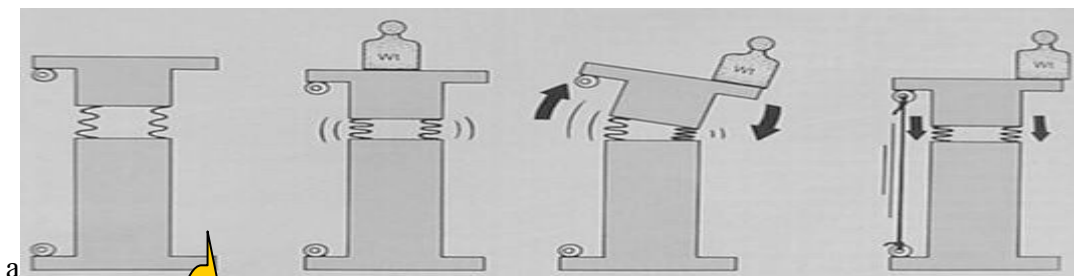
el cirujano, es mas bien ocasionada por la fricción que se condiciona con el funcionamiento normal del segmento afectado al ejercerse cargas por el peso corporal, por la función muscular o por la combinación de ambos. En el inicio los objetivos de la técnica AO, aplicado a las fracturas, se intentaba realizar una reducción anatómica, una osteosíntesis estable, mantenimiento de la vascularización de los fragmentos óseos y de las partes blandas a través de una técnica quirúrgica atraumática, lo que nos permitía una movilización activa precoz e indolora de los músculos y articulaciones vecinas a la fractura.

## PRINCIPIO BIOMECÁNICO DEL TIRANTE

### Introducción:

En ingeniería tirante, es un aditamento colocado en la superficie de tensión de una estructura con el fin de brindar un reforzamiento y evitar la caída o ruptura de la misma.

El principio del tirante fue introducido por Pauwels y aplicado como principio de tratamiento en cirugía ósea, Cualquier hueso sometido a una carga excéntrica es solicitado en flexión, la típica distribución en fuerzas externas de tracción e internas de compresión, ocasionan la distracción de la línea de fractura sobre el lado de tensión, con la consiguiente angulación externa del hueso, si estas fuerzas de tensión son absorbidas por un tirante y las fuerzas de compresión internas son soportadas por el hueso, se restablece la capacidad de carga del hueso, entonces la compresión axial interfragmentaria se realizará durante las sollicitaciones de carga.



a

**Tirante**

En el diagrama el tirante evita que la columna se colapse o caiga al ser cargada de forma excéntrica. La flexión que sufre la columna por tal efecto se convierte en carga central en la columna pues el tirante transmite las fuerzas generadas en la superficie convexa hacia la columna desde los puntos de anclaje.

### **Definición.**

Implante colocado en la superficie de tensión de un hueso curvo, sometido a tensión.

### **Objetivo:**

Convertir las solicitaciones de flexión en el hueso en solicitaciones de compresión axial en la fractura, cuando en las columna curvas se aplica una fuerza sobre el eje de carga, el cuerpo de la columna se solicita en flexión, apareciendo en la superficie cóncava esfuerzos de compresión y en la superficie convexa esfuerzos de tensión.

Cuando la resistencia del material de la columna no es suficiente para soportar el peso que se aplica se indicará un tirante, el efecto obtenido es la transformación de las solicitaciones en flexión en compresión axial, la compresión axial será directamente proporcional a las solicitaciones en flexión, de tal manera que a mayor flexión mayor compresión axial, esto es, actúa en forma dinámica conforme a la acción de las fuerzas en la región.

### **Indicación:**

Trazos transversos en huesos curvos, olécranon, rotula, arrancamientos óseos y en trazos específicos de maléolos.

Cuando no exista contacto óseo, el principio del tirante no es aplicable, ya que las solicitaciones de carga y de flexión alternantes producirán una rotura por fatiga del implante.

En osteosíntesis el principio del tirante se aplican en los huesos fracturados que se comportan como columnas curvas y que tengan una fractura simple o de dos fragmentos, de resultante transversa o con una angulación menor a 30 grados y como característica básica es que en lo que corresponde a la superficie cóncava, debe existir soporte óseo, es decir, ambas corticales deben apoyar una contra otra. En el esqueleto humano todos los huesos tienen ese comportamiento con excepción de la tibia que en condiciones normales es una columna recta.

### **Implantes:**

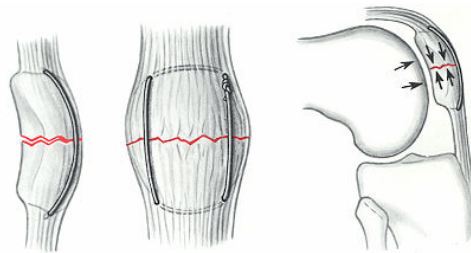
## 1.-Cerclaje de alambre

## 2.-Alambre más clavillos

## 3.-Placas

## 4.-Fijador externo

**1 Cerclaje con alambre.-** El cerclaje de alambre ejerce una compresión dinámica y está indicado siempre que pueda absorber todas las fuerzas de tensión que actúan a nivel de la fractura y cuando sea capaz de neutralizar las fuerzas de flexión y cizallamiento, por el hecho de aumentar por si sólo o con ayuda de agujas adicionales, la fricción interfragmentaria.



**2.- Alambre más clavillos:** Las agujas aumentan la estabilidad en rotación y proporcionan la posibilidad de un anclaje óseo adicional, cuando se utilizan agujas el cerclaje pasará por encima de ellas, haciendo innecesario el paso del alambre a través de las inserciones tendinosas, mediante un ojal adicional situado en el centro del alambre es posible aumentar la tensión en el lado opuesto, retorciendo el alambre hasta el nivel del ojal.





## **CAPITULO II**

### **ESTUDIO EXPERIMENTAL BIOMECÁNICO**

#### **2.1.- Planteamiento del problema.**

Las fracturas de la rótula representan una seria alteración por comprometer al mecanismo extensor de la rodilla, y el Estándar de Oro es la reducción abierta y fijación interna mediante cerclaje con alambre, cuyos extremos al ser entorchados, representan una punta afilada y cortante, motivo de dolor constante para el paciente, el cual debe de ser retirado con pinzas de corte y en muchas ocasiones con lesión a los tejidos blandos adyacentes.

Preguntas.

¿Podría una banda de polietileno ser usada como sustituto del tradicional cerclaje de alambre, para la reducción de las fracturas de rótula?

¿Cómo se comportaría ante solicitudes a tensión?

#### **2.2 Hipótesis.**

Si se somete un modelo de rótula a fuerzas de tracción se pueden neutralizar dichas fuerzas con un cerclaje no metálico de 4.8mm de perfil (marca DuPont).

#### **Objetivos**

#### **2.3 Objetivo general**

Utilizar un material distinto, ligero, de fácil obtención, y de menor costo.

#### **2.4 Objetivo Secundario**

Determinar el tipo o los tipos específicos de fracturas en los cuales brinda los mejores resultados.

Determinar claramente el tipo de deformación que pueda sufrir este dispositivo.

#### **2.5 Objetivo Tercero**

Determinar la resistencia a la tensión de un cerclaje de polietileno.

#### **2.6 Justificación del estudio.**

Actualmente y desde hace muchos años en el área de Ortopedia el Standard de oro para el manejo quirúrgico de la mayoría de las fracturas de rótula se realiza con cerclaje de alambre y en otras ocasiones con clavos y tornillos. En nuestro país al igual que el resto de los países que carecen de tecnología experimental, el

gremio médico se ve forzado a adoptar las técnicas quirúrgicas y el material de osteosíntesis utilizados por médicos extranjeros. En la práctica ortopédica donde no se cuenta con laboratorios experimentales y tecnología de punta, en este caso se ve la necesidad de experimentar con otro tipo de materiales más sencillos económicos y de fácil obtención. Actualmente, el interés se enfoca en experimentar con bandas de polietileno por ser un material ligero, resistente, de bajo costo y fácil manejo con extremos de entorchado blandos que teóricamente producen menos irritación y fibrosis por contacto en tejidos blandos y sin datos que orienten a pensar que despiertan respuestas inmunológicas o por contacto en tejidos locales. Para su colocación no se requiere de implementar o modificar un tipo de abordaje especial o distinto a los ya existentes.



## **Diseño**

### **Experimental Biomecánico**

#### **2.7 Materiales y Métodos**

Previa autorización del Comité de Ética y Departamento de Enseñanza e Investigación del Hospital General del Estado y amparados en la normativa de la ley general de salud, en coordinación con el Departamento de Patología del Hospital se procedió a extraer 5 pares de rótulas de cadáver. Los criterios de inclusión para ser contempladas en el estudio eran que fueran de humano, las que serían obtenidas a partir del mes de febrero a Julio del 2006, sin importar, edad, sexo, talla ni calidad ósea, además de contar con expediente completo para investigar antecedentes de importancia. Los criterios de exclusión, fueron que sus expedientes estuvieran incompletos, que tuvieran antecedentes de fracturas antiguas en el hueso en estudio, malformaciones congénitas ó adquiridas en las extremidades, enfermedades metabólicas con repercusión en tejido óseo, infecciosas, o que por alguna razón, no fuese posible resecar las rótulas del cadáver.

El procedimiento para la extracción de muestras fue el mismo para todos los cadáveres, éste fue realizado en el anfiteatro del Hospital, primeramente se realizó un abordaje anterior longitudinal, 3cm proximal al polo superior, se realizó un corte transversal sobre el sitio de inserción del cuádriceps, liberando la rótula en su región proximal, se disecaron los tejidos y se realizó un corte en su polo inferior en el sitio de inserción del tendón rotuliano, liberando completamente la rótula de su unión con la articulación de la rodilla, extrayéndolas de ésta manera, se retiran los remanentes de tejido y se procede a almacenar las muestras por separado en bolsas selladas y debidamente membretadas con la fecha, el lado correspondiente y el número de cadáver, cada muestra se almacenó en la cámara fría del anfiteatro del Departamento de Patología del Hospital, a una temperatura promedio de  $-10^{\circ}\text{C}$ , hasta recabar en número de muestras previamente contemplado para la realización del estudio.

El día programado para la realización del estudio se extrajeron las muestras de la cámara fría, las que se introdujeron en recipientes con agua e hipoclorito de sodio por un lapso de tiempo de 4 hrs. Posteriormente se extraen las muestras del recipiente y se dejan secar por un lapso de 6 hrs. Una vez que se secaron las muestras, se procede a realizarles cortes en su tercio medio con una sierra oscilatoria para hueso (striker), simulando una fractura transversa, practicada ésta, se les realizaron 4 orificios, 2 en su polo superior y 2 en su polo inferior con un perforador eléctrico y con broca de 2mm. Por cada uno de los orificios se pasó un segmento de alambre de uso quirúrgico del 1.2mm. en forma de lazada de 28cm de longitud, uniendo sus extremos por encima del polo superior, quedando 2 alambres con sus extremos unidos en su polo superior y 2 en su polo inferior. Posteriormente los extremos de los 2 alambres del polo superior (4 extremos en total) se unieron en uno sólo, y de la misma manera fueron unidos los extremos de los alambres colocados en su polo inferior. En el siguiente paso se colocaron dos cerclajes de polietileno (cincho) marca DuPont de 2mm de perfil, 4.8mm de ancho y de 190mm de longitud, uno alrededor de su periferia y el otro en la cara anterior de cada una de las muestras, ambos cerclajes fueron contenidos por los segmentos de alambre que simulaban el tendón rotuliano y el tendón del cuádriceps respectivamente. Los alambres del polo distal se fijaron con un tornillo a un prototipo de tibia en la tuberosidad de la tibia, los alambres del polo proximal se unieron a 2 dinamómetros de 50kg de capacidad cada uno, los que fueron colocados en dirección longitudinal.

Con el prototipo de rodilla fijo a una mesa de trabajo y flexionado a 15° se procedió a aplicar tracción manual en dirección longitudinal de manera creciente sobre el dinamómetro proximal observando cuidadosamente el trazo de fractura sobre las rótulas, así como el punto en el cual la banda de tensión sufría fatiga o se producía una separación interfragmentaria mayor de 3mm.

## **CAPITULO III**

### **RESULTADOS, DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES**

#### **3.1 Resultados**

Después de haber sometido a solicitudes de tracción 10 rótulas con fracturas transversas en su tercio medio, con cerclaje con doble banda de polietileno, el estudio arrojó los siguientes resultados:

Rótula número 1. Al aplicar una fuerza de tracción de 70 Kg. La banda circunferencial, se deslizó fuera de su lugar, la banda anterior no sufrió cambios. Ninguna de las 2 bandas sufrió ruptura, se creó un defecto fracturario de 2mm previo al momento del deslizamiento de la banda de cerclaje circunferencial.

Rótula número 2. Se aplicó una fuerza de tracción de 75 Kg., sufriendo fractura por avulsión de los polos de la rótula, ninguna de las 2 bandas sufrió ruptura, el defecto fracturario fue de 2 mm.

Rótula número 3. Al aplicar una carga de 73 Kg., la Rótula sufrió un defecto por corte hecho por los alambres sobre el hueso, ninguno de sus 2 cerclajes de plástico sufrió ruptura, el defecto fracturario se abrió 1 mm.

Rótula número 4. Al aplicar una tracción de 74 Kg. las bandas de plástico no sufrieron ninguna alteración, se presentó fractura cortante en el polo proximal de la rotula producida por el alambre, no se modificó el defecto fracturario.

Rótula número 5. al aplicar una fuerza de tracción de 75 Kg. se presentó fractura por avulsión del polo proximal de la rótula, el defecto fracturario no se hizo visible previo a la fractura, las bandas de plástico no sufrieron daño.

Rótula número 6. Se le aplicó una fuerza de tracción de 79Kg, lo que produjo una fractura por avulsión del polo proximal, el defecto fracturario se hizo visible 1mm, los cerclajes de plástico no sufrieron alteraciones en su integridad.

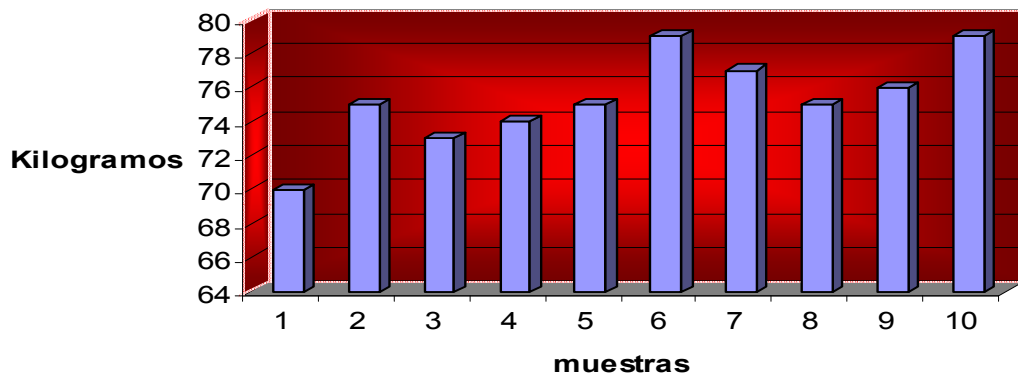
Rótula número 7. Con una solicitud en tensión de 77 Kg. se presentó fractura por avulsión del polo proximal, las bandas de tensión no sufrieron daño, el defecto fracturario se hizo visible en menos de 1mm.

Rótula número 8. Al aplicar una solicitud en tensión de 75kg el defecto fracturario se hizo visible en 1mm, el cerclaje circunferencial se deslizó de su sitio original, no se observaron datos de fatiga en ninguna de las 2 bandas de cerclaje.

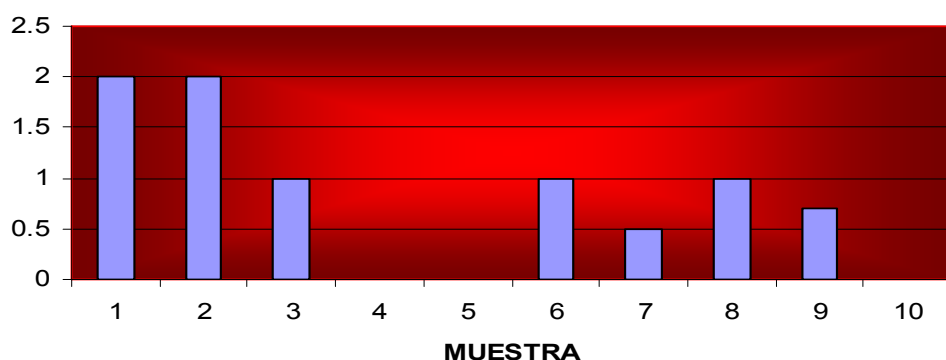
Rótula número 9. La rótula sufrió fractura por avulsión después de haber sido sometida a solicitud de tracción de 76 Kg., el defecto fracturario no fue mayor de 1mm, y las bandas de tensión no se modificaron.

Rótula número 10, Se presentó fractura en los sitios de sujeción de los alambres en el polo distal y proximal, cuando se le aplicó una fuerza de tracción de 79 Kg., el sistema de doble cerclaje de bandas de plástico no sufrieron fatiga, el defecto fracturario creció en 1mm.

**fuerza tracción**



**TRAZO DE FRACTURA**



### 3.2 DISCUSIÓN

Las técnicas disponibles para la fijación de fracturas de la rótula varían según el tipo de fractura, ya sea mediante cerclaje, clavillos o tornillos. La literatura

actual contempla artículos cuyas publicaciones se enfocan a diversificar las técnicas para la osteosíntesis, sin embargo no encontramos artículos en los cuales se mencione la aplicación de bandas de polietileno para su manejo quirúrgico.

Por medio de éste estudio, se probó que la resistencia de una banda de polietileno de 2mm de grosor, solicitando a tensión en patelas de cadáver fracturadas y contenidas con el cerclaje plástico. Al someter a tensión creciente las bandas de polietileno su comportamiento en cuanto a resistencia fue mayor al esperado, pues la fuerza aplicada, teóricamente se distribuyó en toda su periferia, no sufriendo rupturas a la mayor carga aplicada. Los defectos fracturarios se agrandaron en 2mm como máximo con cargas en promedio de 70 kpd con una desviación standard de 0.74 y una media de 0.85. Los cerclajes resistieron las solicitudes en tensión aplicadas hasta los 79 Kpd. Con una desviación standard de 2.71 y una media de 0.85.

Es alentador el resultado, más si se experimenta la resistencia de este dispositivo con solicitudes muy similares a las que soporta el mecanismo extensor en condiciones fisiológicas.

Sería recomendable, desarrollar un dispositivo polietileno autoajutable, similar a las bandas de polietileno y de ser posible biodegradable para un futuro cercano en beneplácito de nuestros pacientes.

### **3.3 Conclusiones**

Basándose en los resultados de éste estudio, se puede aseverar que es posible que las bandas de tensión de polietileno neutralicen las solicitudes a tensión generadas por el tendón de cuádriceps y el tendón rotuliano sobre la rótula.

### 3.4 Referencias bibliográficas

- 1.- Quiroz F. Anatomía Humana Ed. Porrúa Tomo I, 1991.
2. - Clayton R. Perry M. D., Mc. Graw- Hill Interamericana, Págs. 463, segunda edición, 2001.
- 3.- Bouchet, Anatomía de los Miembros Inferiores, 1era edición 1988.
- 4.- Insall, cirugía de la rodilla, segunda edición, 1994.
- 5.- Roockwood and green 5ta Edición, Vol. 3. Editorial Marban. Capitulo 43 Págs. 1775-1797
- 6.- Campbell. Cirugía Ortopédica. Vol. 3, Décima Edición. Editorial Mosby 2004, capitulo 53 Págs. 2796-2804.
7. - Fixation of fractures of the patella: Metal wire or non absorbable polyester. Journal of Bone and Joint Surgery (Br) 1999, Vol 81-B Supplement 1999-231.
8. - Non rigid fixation of patellar fractures with flexible polyester tows A5 years. The journal of bone and joint surgery (Br) Vol: 79-B (25) Supplement, July 1997, pp 242-243.
- 9.-Biomechanical Evaluation of current patella fracture fixation techniques. Journal Orthopaedic trauma, Vol 11(5), July 1997, pp 351-356.
- 10.-Open fractures of the patella. Journal of Orthopaedic trauma, Vol, 10(6), August 11.-1996, pp 403-409.
- 12.-Treatment of the fractures of the patella with percutaneous suture. Clinical Orthopedic and related research, December 1984, 191-235.
- 13.-Transverse fractures of the patella. Clinical Orthopaedic and related research. |158: 180-184, July-August 1981.
- 14.-Aplication of circular fixator under arthroscopic control in comminuted patella fractures, technique and early results Journal of trauma and critical care, Vol 60(3), March 2006, pp 659-663.
- 15.-Complete exposure of the articular surface for fixation of patellar fractures. Journal of Orthopaedic trauma, Vol. 19(2) February 2005, pp 118-123.

16.-Separate vertical wiring for the fixation of comminuted fractures of the inferior pole of the patella, Journal Of Bone And Joint Surgery (Br), Vol-85-B(8), November 2003, pp 1155-1160.

17.-Patella fracture after total knee replacements, Clinical Orthopaedic and related research, Vol-416, November 2003,pp 93-97.

18.-Arthroscopic assisted percutaneous stabilization of patellar fractures, Clinical Orthopaedic and related research, Vol-389, August 2001, pp 57

19.-Open fractures of the patella: long-term functional outcome, The Journal Of Trauma And Critical Care, Vol-39(3), September 1995, pp-439-444.



## **ANEXOS**

Actualmente en el mercado se dispone de novedosos sistemas para cerclajes para las cirugías de rescate principalmente. La empresa Kinamed dispone de un producto a base de polímeros, de alta resistencia que dispone de un dispositivo tipo pinza para su colocación, el cual recomiendan para la contención de fragmentos óseos grandes, como en los casos de injertos óseos de cadáver. Siendo el fémur proximal el sitio más recomendado para ésta indicación.