

11245



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

16
209

DIRECCION GENERAL DE SERVICIOS DE SALUD DEL
DEPARTAMENTO DEL DISTRITO FEDERAL
DIRECCION DE ENSEÑANZA E INVESTIGACION
DEPARTAMENTO DE POSTGRADO
CURSO UNIVERSITARIO DE ESPECIALIZACION EN :
TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia

TRATAMIENTO DE FRACTURAS INESTABLES DE DIAFISIS
FEMORAL CON CLAVO CENTROMEDULAR MACISO
FIJO A PERNOS

TRABAJO DE INVESTIGACION CLINICA

PRESENTADO POR :

DR. MARCOS ALFONSO FUENTES NUCAMENDI

PARA OBTENER EL GRADO DE :

ESPECIALISTA EN :

TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEdia

CIUDAD DE MEXICO
Servicios de Salud
DDF



DIRECTOR DE TESIS: DR. JOSE LUIS RODRIGUEZ FLORES

1995

FALLA DE ORIGEN



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 está 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.

Vo. Bo.
Dr. Jorge Garcia León
Profesor titular de curso
TRAUMATOLOGIA Y ORTOPEDIA.
D.G.S.S.D.D.F.



Vo. Bo.
Dr. Benjamin Soto De León
Director de Enseñanza e Investigación
D.G.S.S.D.D.F.
Departamento de postgrado.



DIRECCION GENERAL DE SERVICIOS DE SALUD
DEL DEPARTAMENTO DEL D.F.,
DIRECCION DE ENSEÑANZA E
INVESTIGACION

FALLA DE ORIGEN

A DON LUIS Y DORA MIRIAM
UNICO AMOR DE MI VIDA
GRACIAS

A JOSE LUIS, MIRTHA y FAUSTINO
POR SU EJEMPLO,

ESPECIALMENTE A LUIS Y MARCO POLO
SIEMPRE ESTUVIERON CONMIGO.

A MIS MAESTROS DR. RODRIGUEZ, DR PADILLA
DR. RAMIREZ, GRACIAS.

A MIS AMIGOS NAYO CARREON, GUS IBAÑEZ Y
EL SEÑOR CHANG DURAN, MEDICOS Y COMPAÑEROS
EN MI RESIDENCIA.

A TODOS AQUELLOS QUE DE UNA U OTRA FORMA
ESTUVIERON CONMIGO.

FALLA DE ORIGEN

INDICE..

1.- INDICE.....	01
2.- INTRODUCCION.....	02
3.- JUSTIFICACION.....	04
4.- ANTECEDENTES HISTORICOS.....	07
5.- BIOLOGIA Y CLASIFICACION DE LAS FRACTURAS DE FEMUR.....	11
6.- ABORDAJES QUIRURGICOS.....	17
7.- ALGUNOS CONCEPTOS SOBRE CONSOLIDACION OSEA.....	42
8.- BASES BIOMECANICAS DE TRATAMIENTO.....	56
9.- TIPOS DE TRATAMIENTO.....	77
10.- COMPLICACIONES DE FRACTURAS FEMORALES.....	86
11.- CLAVO CENTROMEDULAR FIJO A PERNOS TIPO COLCHERO.....	93
12.- MATERIAL Y METODOS.....	103
13.- RESULTADOS.....	110
14.- DISCUSION.....	135
15.- CONCLUSIONES.....	140
16.- BIBLIOGRAFIA.....	143

FALLA DE ORIGEN

I N T R O D U C C I O N

INTRODUCCION

El actual trabajo presenta una alternativa de tratamiento para fracturas femorales de trazo inestable. La alternativa expuesta en el mismo es el clavo centromedular maciso fijo a pernos tipo colchero. Se realizo en el Hospital General Villa de los Servicios de Salud del Departamento del Distrito Federal, durante el periodo comprendido del 1° de marzo de 1992 al 31 de agosto de 1992. En el mismo se exponen algunos conceptos de consolidación ósea y su aplicación clínica a los tratamientos utilizados en fracturas femorales, de la misma forma se exponen las bases biomecánicas de estos. Se hizo una comparación entre el comportamiento de los implantes, de acuerdo a lo encontrado en la bibliografía consultada, enfatizando errores y ventajas de cada uno.

Se realizo un resumen de las indicaciones de tratamientos para fracturas femorales, de una manera sencilla.

Se encontrará un capítulo de abordajes quirúrgicos para muslo indicando de cuales fueron los utilizados para el desarrollo clínico del estudio -encionado las indicaciones de cada uno de ellos y su presentación gráfica.

Se encuentra un capítulo exclusivo para presentar la biomecánica del implante y una descripción del mismo, sus indicaciones y la técnica quirúrgica de colocación.

se encontraran dos capítulos, la referencia histórica y biología de las fracturas femorales respectivamente, que aclara la lógica de muchos de los tratamientos utilizados y las causas de falla de muchos.

Los pacientes serán escogidos del total de ingresos al servicio de traumatología y ortopedia de nuestro hospital, seleccionados de acuerdo a criterios de selección establecidos para tener un paciente idoneo para el estudio, que es un paciente cuya única patología sea una fractura diafisaria femoral inestable. La técnica quirúrgica trato de seguirse de la manera mas limpia y operados a los parámetros marcados para la colocación del implante, de la misma forma los implantes fueron elegidos usando estos parámetros. El analisis estadístico sera basado por no ser una muestra estadísticamente representativa en el uso de la T de student y de manera sencilla aunque completa.

Se espera que el presente trabajo sea de utilidad para aclarar algunas dudas sobre los clavos centromedulares fijos a pernos y las ventajas de estos implantes comparado con otros existentes actualmente, basados en su biomecánica y evolución favorable de los pacientes.

FALLA DE ORIGEN³

JUSTIFICACION-

FALLA DE ORIGEN

JUSTIFICACION.

El actual trabajo basa su fundamento de realización en la inteligencia de que el tratamiento propuesto es el es una alternativa valida para el tratamiento de fracturas femorales de trazos inestable : oblicuos largos, espiroideas , pausifragmentarias, segmentarias, y comminutas.

Para poder hacer un estudio sin otras variables que podrian afectar la evolución de estas se prefirio seleccionarlos de acuerdo a criterios de inclusión simples pero rigidos en su aplicación para tener el paciente ideal a este estudio de aplicación clinica, se eliminaron por ejemplo las expuestas, las perdidas oseas las que se acompañaban de perdida cutanea y otros factores que afectan la evolución de las fracturas femorales en gran medida. Por otro lado el implante es posible utilizarlo en muchos de estos casos bajo condiciones especiales que son causa de otro estudio y no abarcado por los alcances del presente.

En el momento actual existen una gran variedad de clavos centro-medulares fijos a pernos alrededor del mundo, dividiendose en huecos y macisos siendo la mayoría de estos clavos de una técnica de colocación complicada con exposición a radiadores por el uso de intensificador de imagenes muy riesgosa para el equipo quirúrgico efectuante del proceso. (14,15)

Por otro lado la resistencia de estos no es la que podría esperarse de un implante de este tipo que favorece la marcha casi de inmediato a su colocación, siendo como en el caso del clavo hueco Grosse-Kempf y otros insuficiente como para realizar la misma en el postoperatorio inmediato teniendo que retrasar la carga de peso por espacio de 4 a 5 semanas hasta la evidencia clinica y radiografica de consolidación lo que retrasa la rehabilitación y la consolidación adecuada. (5,8,9 15,34,13)

El clavo colchero es el clavo fijo a pernos maciso, mas difundido en nuestro país, de fabricación nacional y creado por nacionales, tiene características especiales que superan en la mayoría de los casos a los fabricados en otros países, los cuales tambien por lo elevado de su costo y el uso de instrumental especializado no estan al alcance de la mayoría de la población de nuestro país ni de las instituciones publicas. El clavo colchero no necesita de equipo especial para su colocación mas que el instrumental específico del implante, su costo es reducido comparado con los otros implantes de fabricación extranjera y esta al alcance de las posibilidades de nuestras instituciones, por otro lado resulta superior a estos en pruebas biomecánicas y de resistencia su colocación

(14,15)

es sencilla comparada con los otros implantes y su efectividad comparada en el terreno de la rehabilitación es superior favoreciendo igualmente por el hecho de una carga de peso precoz la consolidación ósea.

Creemos que el clavo centromedular fijo a pernos tipo colchero es una opción viable para el tratamiento de fracturas femorales de trazo inestables en los pacientes tratados en nuestros hospitales, se justifica entonces un protocolo de manejo con este implante para este tipo de pacientes en nuestra institución.

FALLA DE ORIGEN

ANTECEDENTE HISTÓRICO

ANTECEDENTES HISTORICOS

Los antiguos tuvieron la dificultad de competir con con la deformidad gravitacional y las fuerzas musculares, usando los materiales disponibles.

Los arabes dos siglos atras inmovilizaban la fractura femorales en un molde de yeso. Los chinos, muchos africanos y polinesios usaron cabez trillos de madera o bambú sujetas con baídas de cuero o fibras vegetales.

La férula endurecida por cera fué descrita por Hipócrates. La venda de embalsamar endurecida con goma y cera fué descrita por los egipcios, pero estos eran demasiado debiles para dar suficiente soporte para la fractura femoral. Ferulas endurecidas por albúmina o gomas fueron específicamente descritas para la inmovilización de pacientes con fractura femoral por Seutin en 1849.

Mathysen en 1852 usa el método de Seutin envolviendo la pierna con ferulas rígidas, redescubre el método utilizado antes por centurias por los egipcios, e incorpora el yeso de París a las vendas.

La eficacia de este método en el tratamiento de lesiones de guerra en Europa, rápidamente lo hizo popular. La composición del material era lo suficientemente fuerte para las fracturas del muslo.

Las inmovilizaciones externas y métodos eran aparentemente rudimentarios en América en 1850.

Los pacientes eran confinados a la cama con las deformidades toscamente corregidas tanto como era posible, pero no se disponia de un método específico para mantener la corrección. La significativa morbilidad y mortalidad (50 % de todas las fracturas cerradas) asociadas con este método en aquellos tiempos guio al Dr. Smith para dedicarse a las lesiones del muslo y construir una protesis para inmovilización primaria de estas fracturas. Este método para sorpresa del Dr. Smith, fué exitoso en la consolidación de todas las fracturas reportadas.

Sin embargo, a causa de la complejidad y el algo "irracional" concepto de inmovilización primaria de los pacientes nunca fué aceptado como método estandar de tratamiento de los pacientes con estas fracturas.

Presionados por mejorar la inmovilización de las fracturas por el advenimiento de los rayos X en 1890. El infortunado estado de la curación de hueso del muslo lesionado era ahora posible ser visualizado por todos. Una revisión de casos consecutivos de fracturas en el hospital universitario de Pensilvania tratados con tracción cutánea de Buck de 1910 a 1920 etiqueto como "insatisfactorio en un 100% de los casos".

FALLA DE ORIGEN

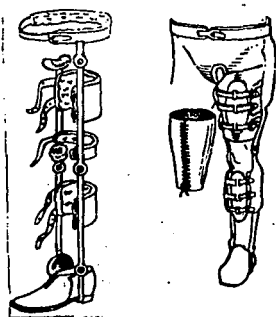


Fig 1.- Ortesis del Dr. Smith.

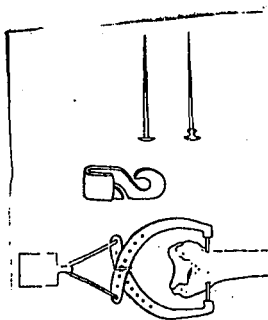


Fig 2.- Arco de Steiman

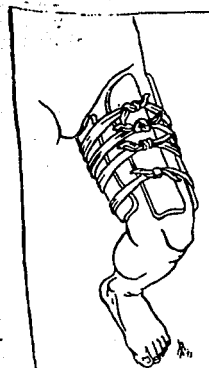


Fig 3.- Metodo de inmovilización utilizado por algunas culturas.

FALLA DE ORIGEN

Un infortunado corolario de este descubrimiento fué el potencial de este tratamiento y rayos X.

En 1907 Fritz Steinman uso dos clavos atornillados transversalmente en las caras medial y lateral de los condilos femorales como un método de mejora miento de las tracciones cutáneas. Posteriormente el utilizó un sistema de clavo a través -a través de, bajo el nombre de clavos persistentes de Steinman. Böhler mejoro posteriormente el arco de Steinman, modificandolo para acción rotatoria. En 1909 Kirshner introduce un principio de ingeniería aplicado a los rayos de bicicleta, para la practica ortopédica. El utilizo un alambre de pequeño diámetro, para obtener un incremento de resistencia a la angulación por medio de tensión, de esta forma un alambre de pequeño diámetro tolera la fuerza de tracción. Sin embargo el arco de tracción de Kirshner no fué perfeccionado en los siguientes 25 años. Es notable como los alambres de Kirshner y los clavos de Steinman en su actual forma y aplicación tienen un uso consistente en el tratamiento de fracturas desde 1930.

Finalmente la ferula de Thomas fué originalmente diseñada para facilitar la transferencia y cuidados de los fracturados de fémur y es un método transitorio efectivo de inmovilización. (13,14,15,34)

FALLA DE ORIGEN

BIOLOGIA Y CLASIFICACION DE LAS

FRACTURAS FEMORALES

BIOLOGIA Y CLASIFICACIÓN DE LAS FRACTURAS FEMORALES.

Las fracturas femorales son producto de mecanismos de producción directos o indirectos, relacionados a alta energía o velocidad; a saber accidentes viales, lesiones por proyectil de arma de fuego o caídas de alturas elevadas. En el menor de los casos a trauma mínimo como caídas de propia altura (frecuentemente relacionadas a alteraciones metabólicas o congénitas de la estructura ósea, osteopetrosis, kushing, etc.) o fracturas en terreno patológico (Ca, defectos óseos que simulan cánceres).

La morfología ósea femoral varía de acuerdo a la conformación del individuo, de esta forma encontraremos tres tipos básicos de la misma que corresponden a los tres tipos de conformación descritos por la propedéutica. Así pues el individuo longilíneo tendrá un fémur ligeramente valgizado y poco anteverso con respecto al eje de su propia diáfisis y un canal medular casi recto y amplio. El individuo medilíneo tendrá un fémur en posición neutra y moderada anteversión con un canal medular recto y poco estrecho. El individuo brevilíneo tendrá un fémur varizado y anteverso con un canal medular estrecho y tortuoso.

La diáfisis femoral es tubular a excepción de la línea áspera, desde la posición erecta un tubo es la estructura mecánica que resiste angulación con mayor peso para un menor radio; a causa de la longitud femoral y los brazos de palanca implicados, este es el punto estructural principal de requerimiento, sin embargo un tubo no es el mejor diseño para resistir fuerzas torsionales.

El área subtrocantérica puede ser el sitio de concentración de estrés a causa del corto radio y la curvatura de este sitio.

Cuando el hueso tiene insuficiente oportunidad para organizarse y remodelarse como en enfermedades metabólicas óseas, este puede ser un sitio de fracturas patológicas.

Sin embargo la amplia diáfisis distal de un fémur sano es muy resistente a la concentración de estrés y falla, con envejecimiento y pequeñas fuerzas de torsión y reducción de la resistencia de la estructura ósea, esta área es tan fracturable como la mediodiáfisis.

Lo mismo es cierto para el área supracondílea.

Las capas musculares masivas del trocánter mayor son fuente de deformidades en abducción, en fracturas proximales de la diáfisis femoral.

En adición con las del complejo muscular del trocánter menor (psoas

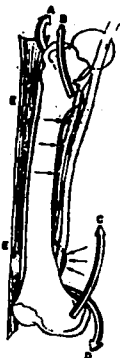


Fig.4.- Esquematzación de las
Fuerzas musculares actuantes
En femur.

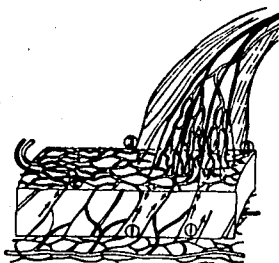


Fig.-5.- Esquematzación de
circulación ósea, Unión muscular.

FALLA DE ORIGEN

iliaco) crea deformidades en flexión y rotación interna del fragmento proximal, la cual es imposible corregir por tracción longitudinal. La amplia y extensiva inserción de los músculos aductores en la femoral forma una fuerza constante de angulación, la cual tiende a crear deformidad en varo en la diáfisis; esta tendencia es acentuada por la carga de deambulacion, en la cual las fuerzas de función son mediales para la diáfisis ósea. Estas fuerzas deformantes son resistidas por los brazos de tensión de la musculatura lateral del muslo y la fascia lata, sin embargo esta acción tirante de la musculatura puede ser considerablemente disminuida por desuso o inactividad. Un progresivo debilitamiento puede ser de considerable significancia en la movilización tardía de fracturas femorales y su tendencia a la angulación o refractura.

El origen del gastrocnemius en los condilos femorales se dice crea una fuerza de flexión la cual causa deformidad en el fragmento distal.

En sistemas de tracción esquelética esto es controlado por tracción y extensión de la rodilla, lo cual lleva a un balance correctivo de los ligamentos de suspensión.

El aporte sanguíneo del fémur, como la mayoría de los huesos tubulares, es por la vía metafisiaria perisotico-endóstica.

La irrigación perióstica esta relacionada con los múltiples orígenes musculares de la diáfisis, por lo cual raras veces es dañada por fracturas a excepción de los casos de denudación extensa, se ha identificado la arteria nutricia femoral metafisiaria proximal. Pero las arterias o arteria nutricia perforan la diáfisis femoral a lo largo de la diáfisis a nivel de la línea aspera.

Las arterias son derivadas de ramas de la arteria femoral profunda en la mayoría de las disecciones en adultos, fué hallada una sola arteria ingresando en el tercio proximal con restos de una ramadescendente en el canal medular para irrigar al endostio.

Las ramas perforantes de la arteria femoral profunda envuelven al fémur posteriormente y perfora las inserciones musculares adyacentes a la línea aspera estos son regularmente ramas perforantes(4). La lesión de estos vasos durante la exposición quirúrgica, puede ser causa de considerable irritación, en la cual se retraen medial y posteriormente dentro del musculo, haciendo la ligadura extremadamente difícil.

La principal arteria femoral perfora anteroposteriormente al haz aductor. Este lugar puede ser la localización de atrapamiento vascular en el momento de la lesión ósea y por lo cual, debe sospecharse como sitio de

En la matoria del seno en el curso del muslo el nervio ciático es protegido detras del fémur por lo cual rara vez es comprometido en la lesión el paquete neurovascular del vasto externo emerge anterior, en el tercio proximal del recto anterior y por lo cual estorba para una disección amplia de la diafisis femoral anterior a través del recto (abordaje de Hegry).

Tomando lo anteriormente expuesto, el tipo de trazo de fractura a través del cuerpo femoral dependera del mecanismo de producción, la fuerza del mismo las condiciones biológicas óseas presentes, de esta forma los traumas de poca intensidad producirán un trazo transverso o oblicuo corto, las fuerzas rotacionales uno espiroideo, regularmente diafisarias sobre el punto maximo de tensión que es anteroexterno, pudiendo ser directos o indirectos en uno y otro caso.

Los traumas de mayor intensidad producirán fracturas segmentarias, paucifragmentarias a conminutas siendo el mecanismo regularmente directo, las producidas por proyectil de arma de fuego son de conminución extensa por lo general pero esto esta relacionado con el calibre del arma y la distancia de producción de el disparo, pudiendo provocar una fisura o un a fractura que no comprometa en gran medida la integridad del cuerpo óseo, no siendo esta la regla, pues se encuentran asociadas en su mayoría a perdida ósea. La exposición es una complicación propia de estas fracturas por proyectil de arma de fuego y relacionada en traumas por mecanismos de gran violencia y poco probable en los de baja potencia por la cubierta muscular que el muslo ofrece al fémur.

Las deformidades que se presentaran en diafisis femorales, dependen del nivel fracturario, lo cual relaciona con la ubicación anatómica de las inserciones musculares y la función de estos grupos, la debilidad o fuerza de los mismos y los brazos de palanca.

Esto quiere decir la transformación de una biomecánica normal a una alterada por la solución de continuidad ósea, entendienddo el cuerpo como la unidad biológica base de sustento de esta mecánica, de esta forma las fracturas de tercio proximal por acción de los músculos abductores y flexores tendra una deformidad en flexión, abducción y rotación externa.

Las mediafisarias tendran una deformidad por acción de los aductores una deformidad en varo y por acción de la banda isquiotibial y el aparato extensor de la rodilla un cabalgamiento anterior y antecurvatum.

Las de tercio distal por acción de los gastrocnemius y extensor de la

rodilla en recurvatum.

La clasificación de las fracturas de fémur es simple y Hockwood las divide en inicialmente en: cerradas y expuestas.

De acuerdo a su trazo en tres categorías:

Simples en dos fragmentos.- espiral oblicua y transversa.

Fracturas en alas de mariposa.

-con un fragmento en alas de mariposa

-con dos fragmentos

-con tres o mas fragmentos

Las segmentarias y conminutas :

- segmentaria simple

-pequeña conminución

- gran conminución

Estas ultimas asociadas a gran lesión de partes blandas, perdida ósea y denudación de los fragmentos de fractura. (15, 29, 34)

FALLA DE ORIGEN

ABORDAJES QUIRURGICOS.

FALLA DE ORIGEN

ABORDAJES QUIRURGICOS DE FEMUR

Se describirán a continuación los abordajes quirúrgicos existentes para la diáfisis femoral, región supracondilea y subtrocanterica, en la bibliografía mencionada y revisada para este trabajo; así como cuales fueron los utilizados por nuestro equipo para la colocación de el implante objeto de nuestro estudio. Haciendo en cada caso mención de sus indicaciones y las posibles complicaciones durante el desarrollo de las técnicas.

ABORDAJE ANTEROLATERAL .

Este abordaje esta indicado para exponer el tercio medio femoral. Es poco utilizado por las complicaciones postoperatorias que pueden presentarse por la manipulación excesiva que se realiza de el aparato extensor de la rodilla; y la formación de adherencias entre los musculos vasto externo, crural y recto anterior, que posteriormente limitaran una función adecuada de la rodilla y retardarán la rehabilitación por disfunción cuadricepsal, por la razón mencionada.

Otra complicación que puede presentarse al utilizar este abordaje segun describe Henry es la lesión de la arteria circunflexa femoral y la lesión de el nervio de el musculo vasto externo y al extender la amplitud de el abordaje hasta 12 o 15 centímetros de la articulación de la rodilla puede lesionarse igualmente la bolsa suprapatellar y la inserción de el musculo vasto externo en el tendón cuadricepsal.

Por las razones antes mencionadas las indicaciones de uso de este abordaje quedan limitadas a situaciones especiales en las cuales sea indicado el abordaje medial y por razones inherentes al riesgo de manejo de estructuras vasculares debe realizarse este abordaje, este y no el anteromedial o el medial.

Existen dos técnicas mencionadas en la literatura, la técnica de Thompson y la técnica de Henry, describiremos a continuación la primera de estas.

TECNICA DE THOMPSON.— Incidese la piel sobre el tercio medio de el muslo en una línea comprendida entre la espina ilíaca anterosuperior y el borde externo de la rótula. Incidase la aponeurosis superficial y profunda y sepárense los musculos recto anterior de el muslo y el vasto externo a lo largo de su tabique intermuscular. Queda así a la vista el musculo crural; secciónsele en la línea de sus fibras hasta el fémur.

Luego expóngase el fémur mediante disección subperiosteica de el musculo crural incidido.

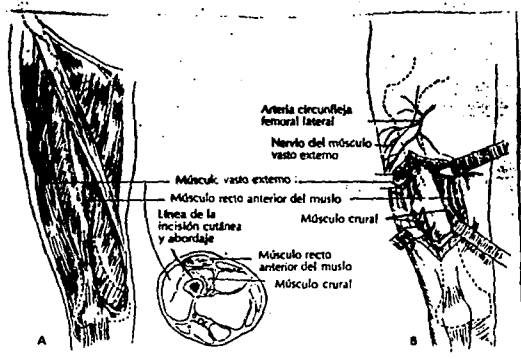


Fig 6 .- Abordaje anterólateral para fémur.

FALLA DE ORIGEN

Henry expone toda la diáfisis femoral prolongando esta incisión - en dirección proximal y distal. Hacia abajo hasta 12 a 15 cm. de la articulación de la rodilla, y hacia arriba tanto como sea necesario para exponer la diáfisis femoral; existiendo siempre el riesgo ya mencionado de lesionar el nervio de el musculo vasto externo y la arteria circunfleja femoral externa y en la extension hacia el tercio inferior - la bolsa suprarotuliana y el tendón cuadricepsital. (13)

ABORDAJE LATERAL.

Este abordaje esta indicado para casos en los cuales sea necesario exponer toda la diáfisis femoral, pudiendo realizar esto de manera anatómica, sin lesion importante a las estructuras propias de el muslo; siendo el musculo vasto externo la estructura que mas interesada se encuentra en este tipo de situaciones.

Por la posibilidad de una rehabilitación mas prolongada por la sección durante el abordaje de el musculo vasto externo debe realizarse siempre que se pueda el abordaje posterolateral, a continuación se describe la técnica mencionada por Campbell en su tratado.

TECNICA DE CAMPBELL.- Hágase una incisión de la longitud deseada - en la cara externa de el muslo en una línea que va desde el trocánter mayor hasta el cóndilo externo femoral. Incidase las aponeurosis superficial y profunda, dividanse los musculos vasto externo y crural en la dirección de sus fibras y ábrase y refléjese el periostio en la distancia apropiada. Al exponer el cuarto proximal femoral aparece la arteria circunfleja femoral externa y en el cuarto distal de el mismo la arteria genicular lateral superior; estos vasos pueden pinzarse, seccionarse y ligarse sin consecuencias. (13)

ABORDAJE POSTEROLATERAL .-

Este abordaje da luz a toda la diáfisis femoral, con lesion mínima de estructuras anatómicas, poco riesgo de formación de adherencias que limitan posteriormente una adecuada rehabilitación, igualmente poco riesgo de lesion vascular o nerviosa.

Este es el abordaje ideal para el tratamiento quirurgico de la mayoría de las lesiones de la diáfisis femoral y es el abordaje elegido - en nuestro estudio para el tratamiento de las fracturas diafisarias - que ingresaron al mismo. A continuación se describe la técnica mencionada por Campbell.

TECNICA DE CAMPBELL.- Coloque al paciente en decubito lateral -

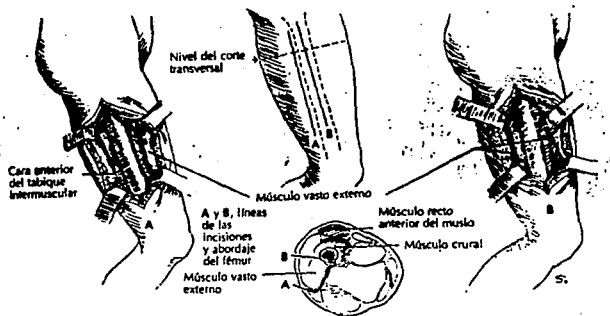


Fig 7.- Abordaje lateral y posterolateral para fémur.

FALLA DE ORIGEN

elevando el lado afectado y trácese una incisión desde la base de el trocánter mayor hasta el cóndilo externo del fémur, incidase la aponeurosis superficial y la fascia lata a lo largo de el borde anterior de la banda iliotibial y expóngase la parte posterior de el músculo vasto externo. Sepárese este músculo hacia adelante (en personas musculosas esta separación puede ser difícil) y contiéndase la disección hasta el hueso a lo largo de la superficie anterior de el tabique intermuscular externo, que se inserta en la línea áspera, Sepárense las estructuras profundas profundas y divídase el periostio en la línea de la incisión. Con una legra libérese la inserción del músculo crural en la distancia necesaria.

En el tercio medio del muslo la segunda rama perforante de la arteria femoral profunda y su vena corren transversalmente desde el biceps crural hasta el vasto externo. Líguense y divídase estos vasos. Para no lesionar el nervio ciático ni la arteria femoral profunda y su vena no se deben separar las porciones larga y corta del músculo biceps crural. (1, 13)

ABORDAJE POSTERIOR.

Este abordaje es poco usual en su uso en la practica diaria quirúrgica, dejándolo únicamente para casos de infección femoral de difícil acceso por otra vía o en la exploración por lesión vascular o nerviosa de las estructuras anatómicas de la zona principalmente.

Debe tenerse siempre en cuenta al realizarlo la posibilidad de lesión a las estructuras vasculonerviosas, principalmente el nervio ciático; a continuación describiremos la técnica de Bosworth.

TÉCNICA DE BOSWORTH.- Con el paciente en decúbito ventral incidase la piel y la aponeurosis profunda en el centro de la cara posterior del muslo desde justo debajo del pliegue glúteo hasta el hueso popliteo en su borde proximal. Tómese como referencia y guía la porción larga del biceps. Mediante divulsión con el dedo índice, púlpese la superficie posterior del fémur en el centro del muslo. Para exponer las tres quintas partes intermedias de la línea áspera, sepárese con los dedos la inserción de los músculos vastos interno y externo. Para exponer las tres quintas partes proximales, contiéndase la divulsión a lo largo del borde lateral de la porción larga del biceps, desarrollando el plano aponeurótico comprendido entre la porción larga del biceps y el músculo vasto externo, y refleje la porción larga del biceps hacia adentro. Para -

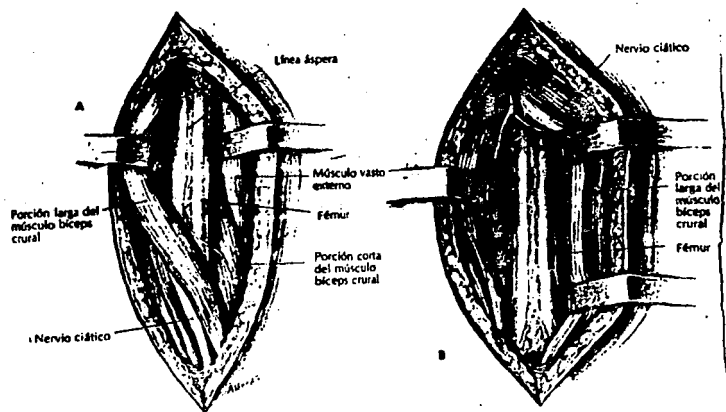


Fig 8.- Abertura anterior para fémur técnico de Bonworth.

FALLA DE ORIGEN

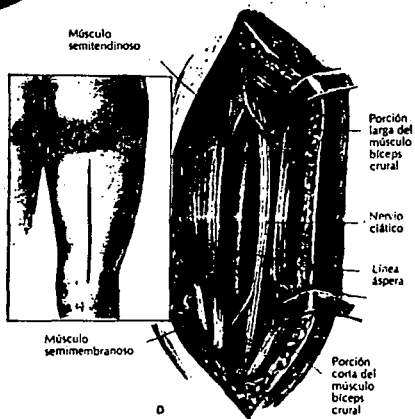
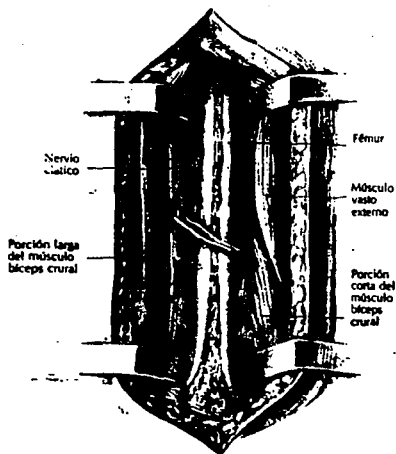


FIG. 6.- Abordaje posterior por el fémur táctico de Lagarth.

FALLA DE ORIGEN

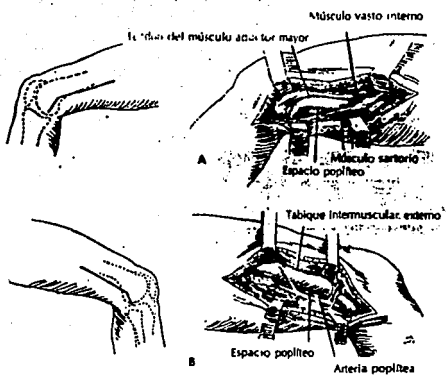
exponer la parte distal de los tres quintos intermedios del fémur, llévase la disección a lo largo de la superficie interna de la porción larga del bíceps, desarrollando el plano aponeurótico comprendido entre la porción larga del bíceps y el semitendinoso, y sepárense hacia afuera a la porción larga del bíceps y el nervio ciático. Para exponer en su totalidad los tres quintos intermedios del fémur, llévase la división hasta la línea áspera, por fuera de la porción larga del bíceps, divídase a este último músculo en la parte distal de la herida y desplácelo hacia adentro junto con el nervio ciático. Parte de la inervación de la porción corta del bíceps cruza la exposición cerca del centro; esta rama del nervio ciático se puede seccionar o preservar, según los requisitos de la exposición, porque no representa toda la inervación de esta porción del bíceps. luego de exponer la línea áspera, libérense las inserciones musculares mediante división y expóngase el fémur mediante disección subperióstica.

Bosworth señala que jamás se deben exponer las tres quintas partes medias del fémur separando la porción larga del bíceps y el nervio ciático hacia afuera porque esto hace peligrar innecesariamente al nervio. Cuando se ha de seccionar el extremo distal de la porción larga del bíceps, colóquense suturas en el segmento distal del músculo antes de dividirlo porque así se facilita su sutura al momento de cerrar la herida. Después de suturar el bíceps, ciérrase la herida suturando solamente la piel porque las otras estructuras se colocarán solas en su posición correcta.

Al hacer el abordaje el cirujano debe tener en cuenta la posibilidad de que se lesione el nervio ciático porque las manipulaciones bruscas y la separación prolongada o tensa del nervio puede originar síntomas perturbadores en el postoperatorio y hasta incapacidad permanente en la pierna. (1,13)

ABORDAJE LATERAL DE LA PARTE DISTAL FEMORAL.

Este abordaje está indicado para exponer la superficie externa del cóndilo externo femoral y tercio distal femoral en su cara externa. fué el abordaje elegido por nuestro equipo para exposición de fracturas en esta región anatómica y una variante del mismo para la colocación de los pernos distales de el implante en estudio, siendo esta necesaria para la aplicación de la técnica de colocación de este implante. Los detalles técnicos y posibles problemas quirúrgicos se mencionan en la descripción de el abordaje.



**Fig9.- Abordajes medial y lateral de la parte distal del fémur
técnica de Henry.**

FALLA DE ORIGEN

TECNICA DE HENRY. - Con la rodilla un poco flexionada, incídase la piel y la aponeurosis superficial en un trayecto de 15cm. a lo largo de el borde posterior de la banda iliotibial y sigase el angulo de la rodilla hasta la cabeza del peroné. Seccione la aponeurosis profunda que está justo detrás de la banda iliotibial. Inmediatamente encima del cóndilo, sepárese la inserción de la porción corta del bíceps respecto de la superficie posterior del tabique intermuscular lateral y líguese al hueso poplíteo divulsionando entre estas estructuras, líguese y seccionense las ramas de los vasos perforantes y sepárense los vasos poplíteos hacia atrás en la pared posterior de la herida. El nervio tibial está detrás de los vasos poplíteos y el nervio ciático poplíteo externo sigue al borde medial del bíceps. Expóngase la superficie del fémur incidiendo y elevando el periostio.

La variante que se utiliza en nuestro estudio consiste en realizar un abordaje de una longitud maxima de 3 cm. en la cara lateral del muslo realizando una disección similar a la anteriormente descrita a la altura precisa de la ubicación precisa de los orificios distales del implante de acuerdo a la marcada por la regleta de colocación de este - en coordinación con el número del clavo centromedular elegido para la fractura en tratamiento; llevando la disección hasta el cuerpo óseo femoral, siendo relativamente rapido y limpio este abordaje. La incisión realizada es longitudinal, sin incurvarse siguiendo el eje longitudinal femoral. (13)

ABORDAJE MEDIAL DE LA PARTE DISTAL FEMORAL .

La indicación de este abordaje son lesiones de la parte distal femoral o para liberaciones tendinosas o deflexiones de la rodilla como lo Eggers al igual que el abordaje antes descrito, utilicése siempre que se pueda en lugar de el abordaje anteromedial por las lesiones inserciones musculares distales y en el caso de el externo es preferible este al anteroexterno por la misma causa. A continuación se describe la técnica utilizada por Henry .

TECNICA DE HENRY. - Con la rodilla un tanto flexionada, incíase la incisión 15cm. encima del tubérculo del aductor y av. case en dirección distal a lo largo del tendón del aductor y siguiendo el ángulo de la rodilla hasta 5 cm. debajo del tubérculo. En la parte distal de la incisión llévase la disección hacia atrás hasta el borde anterior del músculo sartorio, justo por encima del tubérculo del aductor. Libérese en

dirección proximal la aponeurosis profunda que cubre a este músculo con cuidado para no pinzar la membrana sinovial, que está debajo del músculo cuando la articulación se encuentra flexionada. Después de este procedimiento el sartorio cae hacia atrás, exponiendo el tendón del músculo aductor. Protejase el nervio safeno interno, que sigue al sartorio - en su superficie profunda; la vena safena interna es superficial y no peligra si la incisión se hace de manera correcta. A continuación dividase la fina aponeurosis que está detrás de el tendón del aductor dividido hasta la superficie posterior del fémur en el hueso popliteo. Sepárense los grandes vasos y nervios hacia atrás; las ramas que van de los músculos al hueso se pueden aislar, pinzar y seccionar. Sepárese el tendón del aductor y una parte del vasto interno hacia adelante para exponer el hueso. Los nervios tibial y ciático popliteo externo no aparecen porque están por fuera y detrás de la línea de incisión. (13)

ABORDAJE LATERAL DE LA DIAFISIS PROXIMAL Y REGION TROCANTERIANA .

Este abordaje es excelente para la reducción y osteosíntesis de : fracturas trocánterianas o para lesiones a nivel subtrocánterico para su reducción bajo visión directa o para la realización de osteotomías a esos niveles, a continuación se describe la técnica mencionada por Campbell, para este tipo de abordaje .

TECNICA DE CAMPBELL.- Emplécese la incisión unos 5 cm. encima y delante de el trocánter mayor e incúrvase en dirección distal y posterior sobre la cara posterolateral del trocánter y después en dirección distal a lo largo de la superficie externa del muslo, paralelamente al fémur, en una distancia de 10 cm o más si es necesario, según la exposición que se desee. Profundícese la disección en la línea de la incisión hasta la fascia lata con un bisturí y después dividase ésta en dirección proximal con tijera. En la parte proximal de la herida seccionese la aponeurosis que está justo detrás del músculo tensor de la fascia lata, para no tener que seccionar éste. Mediante separación expóngase el músculo vasto externo y su origen en el borde inferior del trocánter mayor. Divídase el origen del músculo transversalmente a lo largo de este borde hasta la superficie posterolateral del fémur. Ahora seccionese longitudinalmente con tijera el vasto externo y su aponeurosis, empezando en su superficie posterolateral a 0.5cm de su inserción en la línea áspera. También se puede dividir primero sólo la aponeurosis del músculo por fuera, en lugar de hacerlo desde atrás y afuera, para diseccionar el músculo

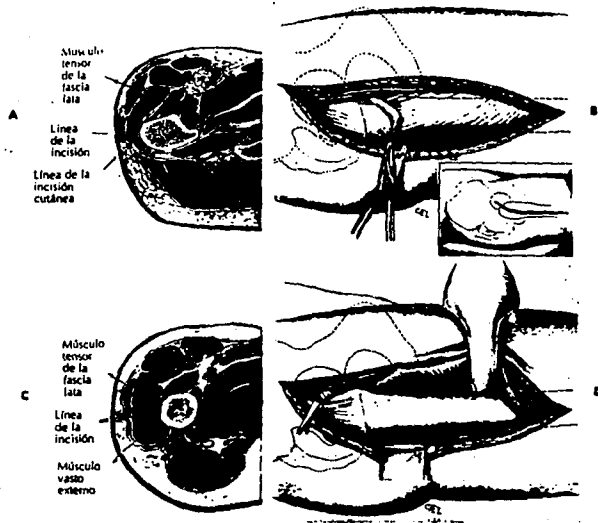


Fig 10.- Abordaje lateral tercio proximal de fémur .

FALLA DE ORIGEN

de su superficie profunda por detrás y luego dividirlo cerca de la línea áspera (así sera mas facil cerrar la aponeurosis despues). En consecuencia, este músculo se secciona donde es fino y no grueso, como sucede con el abordaje lateral directo a través de el músculo. No se debe de encontrar ni cortar mas de 0.5 cm de músculo a la vez. Manténgase el cuerpo del vasto separado hacia adelante porque así, si se secciona una de las arterias perforantes, se la puede pinzar y anudar antes de que se retraiga más allá de la línea áspera. Después de seccionar el músculo a lo largo del fémur en la distancia requerida, eléveselo con una legra y expóngase las superficies y anterolateral de la diáfisis femoral.

Continuando con la elevación subperióstica de la parte proximal de los músculos vasto externo y crural, expóngase la línea intertrocantérea y la superficie anterior del fémur justo debajo de esta línea. La base del cuello femoral se puede exponer dividiendo la capsula de la articulación en su inserción en la línea intertrocantérea. Si se desea una exposición más amplia, elévese la parte distal de el glúteo menor respecto de su inserción en el trocánter.

Al hacer el cierre, el músculo vasto externo cae sobre la superficie lateral del fémur. Sutúrese la fascia lata y cierrase el resto de la herida de manera habitual. (13)

ABORDAJE GLÚTEO PARA ENCLAVIJADO ENDOMEDULAR FEMORAL .

Este abordaje es específico para el anclavijado endomedular, de manera especial para las técnicas a foco cerrado o las que utilizan entrelazado o fijación a pernos; siendo similar al utilizado los anclavijados en los que se coloca el clavo de manera retrograda con la diferencia que en estos casos el abordaje se realiza a nivel de la salida de la gufa endomedular en el glúteo a nivel subcutáneo, en este estudio se utilizo para los casos en que se decidió utilizar la técnica cerrada dejando la incisión mínima para los casos realizados a foco abierto que en ningún caso este último fue mayor a 1.5cm. se describe a continuación la técnica descrita por Campbell.

TECNICA DE CAMPBELL.- Empezar la incisión oblicua de dos centímetros en la piel, distal a la punta proximal de el trocánter mayor, y seguir proximalmente y medialmente 8 a 10 cm. Incidir la aponeurosis del glúteo mayor en línea con sus fibras. Identificar el plano subaponeurótico.

co del glúteo mayor y palpar la fosa subtrocantérica, usar separadores autoestáticos en los músculos glúteos. Posteriormente a ese nivel realzar la puerta de entrada al canal medular femoral con un punzón curvo. (13)

ABORDAJE ANTEROMEDIAL DE LA DIAFISIS FEMORAL .

Este abordaje tiene su indicación principal para la resección de tumores a lo largo de la cara medial femoral y focos osteomielíticos en esa misma cara que son inalcanzables por abordajes externos o posteriores. a continuación describiremos la técnica utilizada por Banks y Laupman.

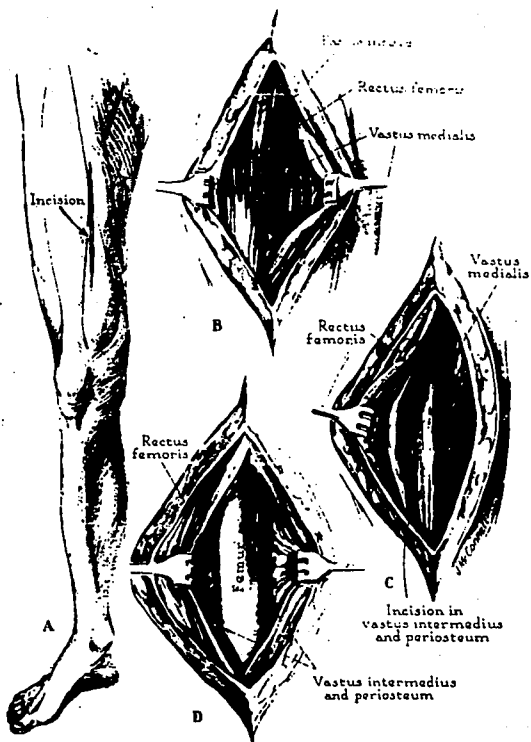
TÉCNICA DE BANKS Y LAUPMAN.-- La incisión en la piel de unos 15 cm de largo inicia a unos 7.5 cm sobre la cara interna del polo superior de la rótula y se extiende hacia arriba en línea con el margen interno del músculo recto anterior del muslo. La incisión puede ampliarse hacia abajo hasta la prominencia del cóndilo interno femoral y hacia arriba hasta un punto aproximado a 12.5 cm del ligamento inguinal.

La fascia lata se corta en línea con la incisión de la piel; la unión entre los músculos vasto interno y recto anterior del muslo se identifica y las dos estructuras se separan por disección cortante. El músculo vasto interno se retrae hacia la línea media y el músculo recto anterior se retrae hacia afuera. la sponerosis del séptum intermúscular es de color blanco brillante.

La superficie del músculo crural de color igualmente blanco brillante aparece cuando se retraen los dos músculos antes mencionados hacia ambos lados. La disección, en la parte alta de la herida, debe hacerse con cuidado porque las ramas del nervio crural que inervan los músculos recto anterior, vasto externo y crural del muslo deben identificarse y protegerse. La siguiente incisión se hace através de la superficie aponeurótica del músculo crural, un poco por dentro de su línea media. El músculo se separa longitudinalmente a favor de sus fibras por medio de un bisturí, exponiendo el fémur por medio de denudación subperióstica que puede ser en la longitud del fémur expuesto retrayendo el músculo al lado externo e interno en sus porciones divididas.

La arteria femoral se localiza debajo del sartorio y directamente interna al músculo vasto interno en la parte superior de la herida; no debe dañarse.

FALLA DE ORIGEN,



Exposición del tercio medio del fémur por una incisión interna anterior. Fascia incised: aponeurosis cortada; incision in vastus intermedius and periosteum: incisión en el vasto intermedio y el periostio. vastus intermedius and periosteum: vasto intermedio y periostio

Fig 11.- Abordaje anteromedial de diafisis femoral.

FALLA DE ORIGEN

ABORDAJES ANTEROMEDIALES PARA TERCIO DISTAL DE FEMUR.

Estos abordajes tienen indicaciones precisas para osteotomías parciales para corregir deformidades femorales dístales, resecciones para focos osteomielíticos, resección de neoplasias, así como para tratamiento de fracturas que interesan la integridad articular como las fracturas supraintercondíleas y para la exploración articular de la rodilla de manera amplia o para artrodesis de la rodilla, la ventaja de estos abordajes en las fracturas supracondíleas es la reducción exacta de la integridad articular, la desventaja regularmente es la lesión del aparato extensor de la rodilla a nivel del tendón cuadricepsital. Existen diferentes tipos de abordajes para esta región anatómica variando de los que interesan la articular hasta los que la libran por completo y su uso e indicación depende de la afección presente y de la cirugía a realizar así como del criterio del cirujano. (01)

A continuación describiremos la técnica de Coonse y Adams y la técnica de Banks y Laufman, la primera interesa la articular la segunda - libra la misma, escogiéndose como ya se indicó de acuerdo al criterio del cirujano y la cirugía a realizar de acuerdo a la afección presente.

TECNICA DE COONS Y ADAMS.-Trácese una incisión parapatelar longitudinal partiendo de la tuberosidad anterior de la tibia en su cara medial dirigiendola de acuerdo al eje del miembro de manera proximal para bordear en forma curva la cara medial de la rótula y continuar en el borde medial del músculo recto anterior del muslo hasta 12.5 a 15cm por encima del polo superior de la rótula o más si es necesario. Posteriormente expóngase las superficies anteriores del tendón cuadricepsital, rótula y tendón rotuliano. Incidase el tendón del cuadriceps longitudinalmente en su centro desde su unión musculotendinosa hacia abajo hasta un punto situado unos 1.5 cm encima del borde proximal de la rótula. Desde este punto desvíese en torno de los lados medial y lateral de la rótula y divídase la expansión del tendón del cuadriceps junto con la cápsula articular. Más abajo de la rótula profundícese el abordaje en dirección distal a través de la cápsula en ambos lados del tendón rotuliano hasta el nivel de la superficie articular de la tibia. Luego divídase la sinovial paralelamente a la línea de la incisión capsular. Refléjese la rótula y tendón rotuliano en dirección distal y flexiónese la rodilla 90 grados para exponer la articular y la diafisis femoral distal se expone por disección subperióstica pudiendo ser de ambos condilos o uno solo de ellos. Al cerrar debe realizarse de manera anatómica y con puntos de sutura separados. (13)

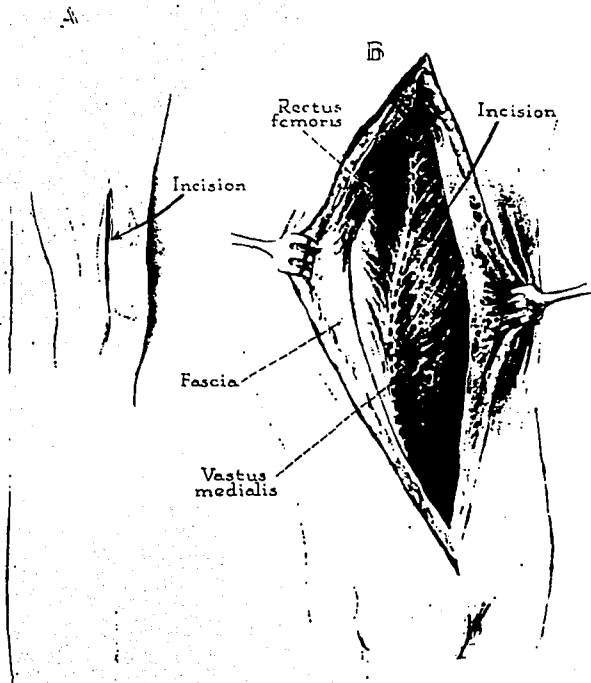


Fig. 12. -Exposición del tercio distal de la diáfisis del fémur por una incisión interna anterior.

FALLA DE ORIGEN

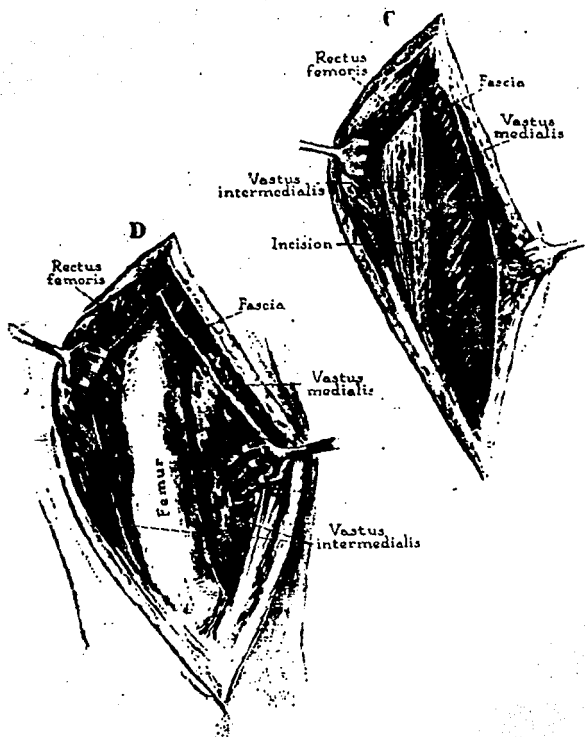


Fig. 13. -Exposición del tercio distal de la diáfisis del fémur por una incisión interna anterior.

FALLA DE ORIGEN

TECNICA DE BANKS Y LAUFMAN.- La incisión de unos 12.5 cm de largo, se centra sobre la unión del margen anterior del vasto interno y el tendón del recto anterior del muslo, que puede ubicarse por palpación.

La incisión empieza en la cara interna superior de la rótula y se extiende verticalmente hacia arriba. Los márgenes de piel se socavan y retraen. La fascia lata se abre en línea con la incisión de la piel. El vasto interno se reconoce fácilmente por la dirección hacia abajo y adentro de sus fibras. El vasto interno se separa del recto anterior del muslo proximalmente, y de su tendón distalmente hacia la rótula. El músculo recto anterior del muslo y su tendón se retraen hacia afuera y vasto interno se tracciona hacia adentro. La subsuperficie del músculo recto anterior del muslo tiene una superficie aponeurótica blanca, lo mismo que la superficie del músculo crural, ahora expuesta en el fondo de la herida. La siguiente incisión extiende el largo del musculo crural a favor de sus fibras y en su tercio interno .

Los márgenes del músculo vasto intermedio o crural se retraen para incidir el periostio y realizar la elevación o exposición subperiostica femoral hasta donde sea necesario, pudiendo extender el abordaje hasta la articular o hacia arriba al tercio medio femoral. (01)

EXPOSICION DEL NERVIJO CRURAL EN EL MUSLO.

Este abordaje es pecifico para realizar reparaciones de este nervio exploración de el mismo y neurolisis de este. A continuación se describe la tecnica de exposicion segun Banks.

TECNICA DE BANKS.- La incisión empieza unos 2.5 cm medialmente al lado interno de la espina iliaca anterosuperior, y se extiende oblicuamente hacia abajo a lo largo del margen interno del músculo sartorio por un tercio del largo del muslo. La piel se socava y se retrae para abrir la herida. La fascia lata se corta en línea con la incisión de la piel y se expone el músculo sartorio. El músculo psoas iliaco se ve debajo de su propia aponeurosis, inmediatamente por dentro del sartorio. Este último músculo se retrae hacia afuera y el colgajo aponeurótico interno se lleva hacia adentro. El nervio crural se ve en el fondo de la herida después de emerger de la pelvis. Este nervio envía numerosas ramas a los músculos que lo rodean antes de continuar distalmente en el canal aductor. (01)

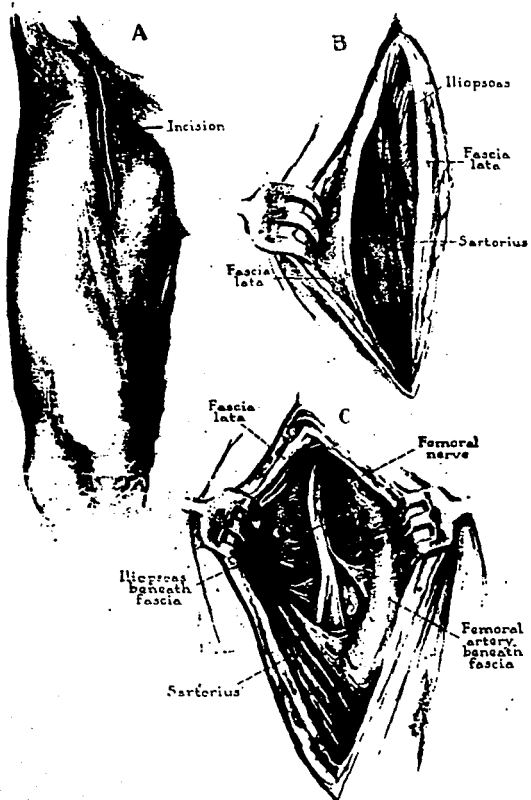


FIG. 14. -Exposición del nervio crural en el muslo. *Femoral nerve* = nervio femoral, *femoral artery beneath fascia* = arteria femoral debajo de la aponeurosis, *iliopsoas beneath fascia* = psoas ilíaco debajo de la aponeurosis.

FALLA DE ORIGEN

EXPOSICION DE LA ARTERIA FEMORAL COMUN.

Esta tiene indicaciones precisas y son exploracion de la arteria femoral para embolectomia, reparacion en caso de lesi3n y ligadura.

En caso de la vena femoral sus indicaciones son de exploraci3n por reparacion en caso de lesi3n ligadura de vena safena para varices y venotomía y trombectomia, se describe el proceso a continuaci3n.

TECNICA DE LAUFMAN.- La incisi3n en la piel para exponer la arteria femoral nace siguiendo el eje longitudinal del miembro a nivel de la mitad del canal de Hunter 12 centimetros debajo del ligamento de Poupert y se continúa en direcci3n de este, siendo transversa oblicua al mismo terminando en sus limites, pudiendo ampliarse en la misma direcci3n por encima del ligamento de Poupert o virarse para seguirlo paralelo en direcci3n de la cresta iliaca, siguiendo las pulsaciones maximas de la arteria. Para individuos obesos es preferible realizar una incisi3n paralela al ligamento de Poupert 1,3 cm por debajo de este del tamañio que sea necesario y pudiendo exponer la uni3n safenofemoral.

La incisi3n se lleva atraves de la aponeurosis superficial debajo de la cual se encuentra la vena safena larga, que entra a la vena femoral pasando por una abertura de la aponeurosis cribiforme. Las tributarias de la uni3n safenofemoral pueden entrar a la vena safena larga o a la misma vena femoral.

Para la exposici3n de la arteria femoral es necesario generalmente cortar las tributarias venosas laterales antes de hacer una incisi3n vertical en la aponeurosis profunda (fascia lata) del muslo. Su rama femoral profunda nace unos 3,5 cm distal del ligamento de Poupert y cae abruptamente hacia abajo y un poco hacia afuera por debajo del borde interno del m3sculo sartorio. La arteria femoral superficial es la comunicaci3n de la arteria femoral com3n. La rama femoral del nervio gemito femoral puede estar sobre la arteria en su cara m3s superior debajo del ligamento de Poupert. (01)

EXPOSICIÓN DE LA ARTERIA FEMORAL SUPERFICIAL EN EL CANAL DE HUNTER.

Esta exposici3n esta indicada para exploraci3n quir3rgica de la arteria femoral en caso de lesi3n, embolectomia, endarterectomia o ligadura. Se hace necesario el conocimiento de esto para los cirujanos ortop3dicos para realizar la exploraci3n vascular si esta fuera necesaria de ahí la necesidad de mostrarlas en este trabajo. a continuaci3n se expone una tecnica de exploracion o exposici3n de la arteria femoral.

FALLA DE ORIGEN

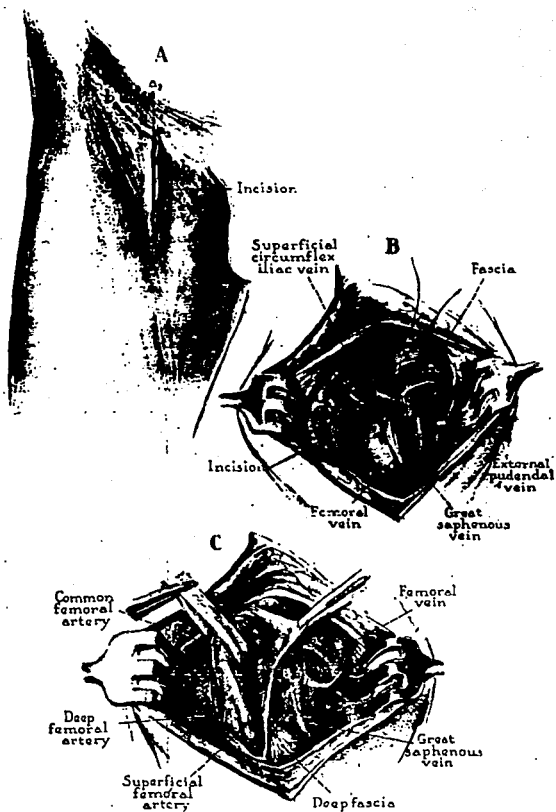


Fig. 15. Exposición de la arteria femoral común. *Superficial circumflex iliac vein*: vena ilíaca circunfleja superficial; *femoral vein*: vena femoral; *great saphenous vein*: gran vena safena; *external pudendal vein*: vena pudenda externa; *deep fascia*: aponeurosis profunda. *superficial femoral artery*: arteria femoral superficial; *deep femoral artery*: arteria femoral profunda; *common femoral artery*: arteria femoral común.

FALLA DE ORIGEN

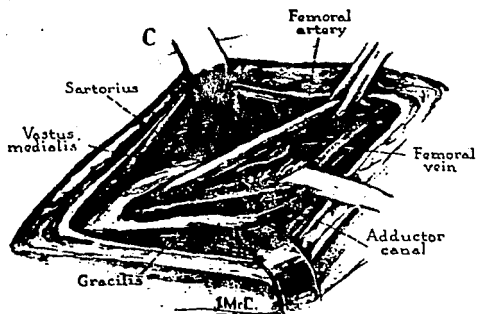
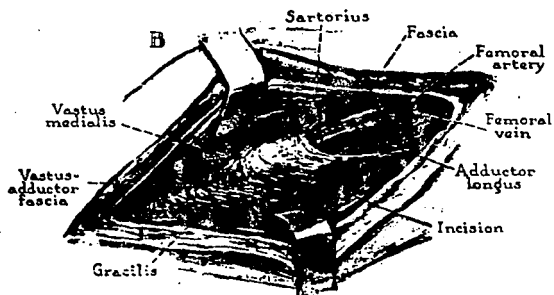


Fig. 16. Exposición de la arteria femoral superficial en el canal aductor de Hunter. *Femoral artery*: arteria femoral; *femoral vein*: vena femoral; *vastus-adductor fascia*: aponeurosis vasto-aductora; *adductor canal*: canal aductor.

FALLA DE ORIGEN

TECNICA DE BANKS Y LAUFMAN. - Se hace una incisión cutánea de 10 a 12.5 cm de largo, paralela al borde inferior del músculo sartorio, con el extremo en rotación externa. Los márgenes de piel se movilizan y se retraen. La fascia lata se corta y el músculo sartorio se identifica y retrae lateralmente. El músculo recto interno puede a veces tener que llevarse hacia adentro para permitir una mejor exposición. El techo del canal aductor, formado por una extensión de la fascia lata, se ve ahora en la herida. Se corta bajo visión directa hacia adentro lo más posible para permitir la apertura del canal aductor. Aquí están situadas la arteria y la vena femorales y algunas ramas del nervio crural.

La arteria está enclavada en tejido aponeurótico denso superficial a la vena, con la cual está en relación íntima. La separación por disección de los dos vasos debe hacerse con el mayor cuidado para no causar daños. (01)

La intención básica de este capítulo es la de dar una idea general de las vías de acceso más usuales en muslo tanto para cirugía osteoarticular como las vías básicas para una exploración vasculonerviosa, para la cual el cirujano ortopedista debe estar capacitado para realizar y resolver, siendo esta una complicación frecuente, haciendo referencia a la lesión vasculonerviosa, puesto que la habilidad quirúrgica debe ser característica de nuestra especialidad así como el conocimiento de la anatomía parte del cirujano, estas habilidades deben ser parte importante de nuestra formación, para poder ofrecer un mejor pronóstico a nuestros pacientes, al tener una mayor idea, mejor campo y mayor capacidad quirúrgica así como de bases teóricas para el tratamiento de los mismos dando como resultado mayor seguridad en nuestra cirugía o tratamiento elegido.

ALGUNOS CONCEPTOS SOBRE LA BIOLOGIA

DE LA CONSOLIDACION OSEA.

ALGUNOS CONCEPTOS SOBRE LA BIOLOGIA DE LA CONSOLIDACION OSEA

La consolidación osea de una fractura no es como la curación de una herida normal la cual dejara siempre una cicatriz, evidencia del proceso de reparación, por el contrario es un proceso de reconstrucción, el lleva a la formación de tejido oseo normal, esto es marcado por diferentes autores a saber Hult, De Palma, Salter, Rheinlander, Frost, Mc Kibbin, Takahashi y otros a lo largo de la historia, los cuales han dedicado sus esfuerzos al estudio de este proceso bajo diferentes condiciones como pueden ser la consolidación osea normal en un aparato de yeso, bajo el uso de diferentes implantes (clavos, placas, tutores externos), - con el uso de ~~agujas~~ oseo, la estimulación eléctrica y otros procesos de estres o de ayuda a la consolidación, los cuales alteran de una u otra forma al evolución natural de la misma, que nos han ayudado a la comprensión de este. Los conceptos han variado de acuerdo a la época y a los hallazgos de los diferentes autores o grupos de autores, o de acuerdo a la posición defendida por los creyentes en un tipo de tratamiento y a los avances de la técnica, que en nuestra especialidad es un proceso evolutivo constante y renovante llegando a crear modas en los tipos de terapéutica aplicada a nuestros pacientes y a la par de la evolución científica de nuestra sociedad y especie. Por mencionar al gun caso, tenemos a los defensores del grupo AO los cuales, al aplicar conceptos como la reducción anatómica perfecta y fijación rígida de las fracturas y osteotomías: alteran de manera importante el proceso natural de curación de el cuerpo óseo lesionado, al alterar de la misma forma la biomecánica propia de el hueso lesionado, impidiendo de esta forma la natural reparación, conceptos que serán ampliados en el desarrollo de este capitulo. No se pretende presentar los únicos conceptos válidos con respecto a el proceso causa de el mismo, mas bien son resultado de una revisión de la literatura a nuestro alcance y de mas reciente impresión, sabiendo que estos pueden variar de la opinión de el lector se dejan a criterio de el mismo.

En el INDEX MEDICUS la consolidación osea es incluida en el apartado de cicatrización, a causa de que el proceso o mecanismo básico inicial de curación es el mismo que para muchos otros tejidos. Ambos, una herida de partes blandas y una fractura, tienen como inicio de la lesión la aparición de una hemorragia, y los mediadores moleculares liberados por la agregación de plaquetas y otros factores trombóticos es el mismo.

El rompimiento del tejido también libera mediadores activos, Todas estas estructuras producen muchos factores tales como quimioattractores, factores angiogénicos y de crecimiento. Los monocitos y macrófagos existentes en el hematoma o los migrados a la herida osea también producen factores de crecimiento. Leibovich y Ross demostraron que esos macrófagos son promotores de fibroplasia. Las plaquetas producen diversos factores de crecimiento tales como : el factor de crecimiento derivado de la plaqueta (PDGF), factores de crecimiento epidérmico (EGF), factores transformadores de crecimiento beta (TGF-beta) y muchos otros.

Diferentes células hematícas (granulocitos, macrófagos, y linfocitos) migran en oleadas a la herida o sitio de fractura. La migración de células mesenquimatosas por ejemplo, embriológicas, pluripotenciales y fibroblásticas es quizá el mismo para las heridas de partes blandas y para las fracturas, pero no existen estudios comparativos de estos procesos.

Las células migradas al sitio de la lesión producen un exudado importante para promover la migración, mitosis y diferenciación de estas células. No existe evidencia real de que el contenido de el exudado de la fractura son viables, pero si se sabe que el callo de fractura contiene una gran suma de ácido hialurónico en su inicio, el cual decrece después de 7 a 8 días. Esta es la razón para creer que el exudado es similar en ambos eventos en la curación de la herida, en la inducción la matriz osea y durante el desarrollo embriológico del tejido mesenquimatoso, el ácido hialurónico promueve la proliferación y migración de células mesenquimatosas y endoteliales.

Cuando la agregación celular ocurre la hialuronidasa es activa; la fibronectina aparece en el exudado de la herida, inducción osea y desarrollo embriológico. La fibrina es el resultado de la coagulación en la curación de la herida la colagena es resultado del desarrollo embriológico. Algo que caracteriza al exudado es la formación de nuevas yemas vasculares. Las células debridadas, en su mayor parte muertas, glóbulos rojos y plaquetas son requeridas para iniciar la neovascularización.

El nacimiento consiste primero en una proyección citoplasmática de células endoteliales, y los nuevos vasos aparecen por reduplicación y migración. Estos nuevos vasos corren paralelos a otros y perpendicularmente a la fractura. Trueta anticipó correctamente la existencia de factores angiogénicos. Células mastil o iniciadoras tiene probablemente importancia para la nueva formación de vasos. Estos vasos probablemente

FALLA DE ORIGEN

tiene todas cualidades específicas y la habilidad para adherir diferentes tipos de células hemáticas nacientes y en el tiempo correcto dejarlas atravesar la membrana vascular como sea necesario para la reparación del área. El endotelio vascular en general es supuesto para ser específico a señales orgánicas específicas.

En diferentes tipos de inflamación los macrófagos y monocitos hematológicos liberan la citoquina interleucina I (IL-I) la cual no solo tiene efectos locales sino también a nivel sistémico. Esto tiene que ser cierto al menos en las fracturas mayores. La producción de factores reaccionantes en la fase aguda por el hígado (evento que ocurre siempre en conexión con el trauma) es por efecto de la interleucina -I y por un aumento de la eritrosedimentación secundariamente. Además la IL-I puede causar fibrinólisis por vía del medio cerebro, resorción ósea y la migración y producción de linfocitos para el sitio de la fractura. También la IL-I produce sobre los músculos atrofia y un aumento de la producción de prostaglandinas especialmente PGE². La IL-I también podría explicar los resultados experimentales en ratas antes de que esta fuera conocida: 1) incremento en el rango de mitosis medular ósea y en el tino en fracturas de femur y tibia, 2) daño a tejidos blandos, 3) incremento en el número de osteoclastos en la metafisis no dañada posterior a la fractura.

Si un trauma es seguido de un segundo, el incremento de la mitosis puede no ocurrir si el intervalo entre el segundo trauma es menor a 10 días. El organismo aparenta estar en un estado refractario. Esto último (si resulta en modelos experimentales animales pudiera ser aplicado al hombre) apoya la opinión de muchos cirujanos los cuales mantienen la posición de que en caso de politrauma es preferible operar de inmediato y en una sola sesión. El primer grupo basa su opinión en el hecho de que la limpieza y desbridamiento de las partes blandas lesionadas y la fijación de las fracturas hace decrecer el efecto de la IL-I.

En la curación natural de las fracturas en modelos experimentales animales, se han encontrado dos tipos diferentes de callos, uno forma directamente hueso y el otro cartilago. El estado cartilaginoso también ocurre en el tratamiento conservador de fracturas humanas. Si el origen de estos dos tipos morfológicos de callos es común u originado de dos fuentes a dado origen a diferentes opiniones. Previamente la creencia común fue que la lesión ósea podía reclutar todas las células reparadoras, cual si fuesen células especializadas con un compromiso predeterminado para formar el hueso.

McKibbin fue quien describió un modelo de callo en la consolidación

natural consistente en células provenientes de dos diferentes orígenes. Uno es el callo de respuesta primaria, el cual es la formación de células de comitido (llamadas osteoprogenitoras determinadas (DOPC) en el periostio y médula ósea. Estas células directamente producen hueso membranoso en el periostio y mineralizan las trabéculas óseas. McKibbin señala esta como la forma de reacción de un hueso diafisario lesionado y esto como un solo fenómeno con un límite de duración. Si esta respuesta no resulta en la curación o en la formación de callo inductivo para el ambiente, la consolidación puede fallar.

El otro origen es el inductivo o callo externo derivado de los tejidos adyacentes, esto concuerda con lo dicho por McLean y Urist. Este callo es formado a partir de células mesenquimatosas, por ejemplo: Células con potencial condrogénico las cuales a su debido tiempo serán determinadas para la formación de hueso subcondral. Estas células son llamadas osteoprogenitoras inducibles (IOPC). McKibbin discute diferentes factores tales como mecánicos, eléctricos y químicos, los cuales pueden capacitar la inducción de células mesenquimatosas para diferenciar el cartilago óseo. Ciertamente el tejido óseo es altamente influenciado por factores físicos pero solo dentro de los límites genéticos de potencial de las células dentro de el sitio de reparación. Estos estados en todos los aspectos de desarrollo de un organismo y de inducción de tejidos, son influenciados de manera decisiva por la interacción molecular.

Los actuales estudios no han terminado de determinar histológicamente o en otro tipo de prueba el desarrollo de callo de dos fuentes. Lo cual es grandemente cierto para los estudios puramente histológicos de la reparación ósea, pero de hecho estos estudios tienen interesantes propuestas para demostrar la vascularidad y los diferentes tipos de colágena. El llamado callo primario por ejemplo, es un tipo artificial de consolidación el cual ocurre posterior a la colocación de placas rígidas, esta excelentemente descrito histológicamente, pero este tipo de consolidación excluye la participación de el callo inductivo. el callo es estudiado la mayoría de las veces por la cuantificación de su tamaño en las radiografías, midiendo la suma de minerales o carga de peso o usando isótopos radiactivos óseos. La mayoría de los estudios sobre callos están basados en métodos biomecánicos, por ejemplo, midiendo su fuerza bajo diferentes tipos de viloncía. Especial interés tuvo directamente para la fijación con placas rígidas. Esta investigación salió de una gran práctica clínica significativa y tuvo una reacción al existir des-

ventajas en una fijación que resulta demasiado rígida, dando por resultado la protección del estrés óseo, lo cual provoca debilitamiento y - predispone a la refractura.

En las series de estudios histológicos que usaron anticuerpos monoclonales en modelos de ratas con lesión ósea, se pudo demostrar un paralelismo entre la reparación ósea y su inducción por desmineralización de la matriz ósea. Las células mesenquimatosas fueron vistas entre las microfibrillas migrando hacia la región de la fractura. Las células no arrivaron a la brecha de fractura la cual está cubierta por el hematoma. Las células mesenquimatosas juntamente con las células inflamatorias forman tejido de granulación. Sobre el tercer día las células mesenquimatosas se condensan sobre o frente los bordes fracturarios, atraviesan de las rupturas óseas que fueron desnudadas de periostio. En esta condensación la primera formación de cartilago ocurre sobre el tercer día. La diferenciación a partir de ese momento ocurre externamente y en menor grado en el centro justo sobre la brecha fracturaria. Uno podría decir que las células mesenquimatosas paran su movimiento y tienen inhibición por contacto cuando quedan ancladas sobre bordes óseos relativamente estables o la capsula fibrosa de el callo perióstico, lo cual interacciona alrededor de el tercer día.

El callo perióstico en la rata, rodeado por una membrana fibrosa - crece solamente por un periodo de tiempo (alrededor de 8 a 9 días) - pues detiene el mismo, esperando para la maduración de el cartilago, - hasta que los condrocitos son hipertrofiados y mineralizados. En ese tiempo alrededor de los 11 días posteriores a la fractura, yemas capilares crecen atravesando la membrana fibrosa perióstica dentro y fuera de el cartilago, y la formación de hueso endocondral da inicio. Esta es la formación ósea endocondral la cual dará lugar a la creación de puentes sobre la fractura, no el callo perióstico, el cual sin embargo forma la contigüidad de el puente tal como es descrito por Mc Lean y Urist.

La presencia de células inmunológicas en el tejido de granulación en reparación de la fractura fue investigada por medio de anticuerpos monoclonales. Excepto por la presencia de variedades de linfocitos T comúnmente presentes en cualquier herida, esta es rica en células antígeno-presentadoras, por ejemplo células acreedoras moleculares Ia, pertenecientes a una clase de alta histocompatibilidad compleja. Normalmente las células presentes están representadas por linfocitos de tipo B y células dendríticas, estas son macrófagos relacionados y derivados de la médula ósea y la principal célula antígeno-presentadora de importancia en los trasplantes. Los llamados leucocitos pasajeros.

47
FALLA DE ORIGEN

Las células presentadoras Ia, probablemente dendríticas, se encuentran en lesiones hepáticas, en la musculatura lisa vascular cuando es dañada y en lesiones de la piel y en experimentos de inducción de ósea mineralización de la matriz ósea pero también está presente en los aloinjertos.

Es imposible de explicar la aparición de antígenos presentadores en conexión con tejido reparador. Sin embargo esto es observado en los factores de crecimiento óseo, junto con una gran variedad de tejidos circundantes a este, idénticos a la beta microglobulina, lo cual traduce mayor histocompatibilidad; las células inmunes potencializan la modulación de las células mesenquimatosas para la producción de citoquinas (IL-1) y factores de crecimiento.

La opinión general en la literatura sobre la aparición de cartilago en el callo es causada por una baja PO₂ y el aporte sanguíneo tiende a convertirse en deficiente debido a un tejido de granulación creciendo demasiado rápido. Ahora la PO₂ no es más baja en el cartilago que en el hueso trabecular, esto es posible por anticuerpos antilaminares y una proteína presente en la membrana basal vascular, formando estructuras similares a las vasculares en el cartilago del callo de diferente edad a la fractura los cuales en su mayoría son infuncionales en apariencia. Cuando el cartilago inicia su diferenciación los vasos son innecesarios y en adición atacan contra la integridad de él mismo. Por eso el cartilago es capaz de formar una sustancia que repele los vasos. En el caso de diferenciación de el cartilago de un tejido de granulación, los vasos existentes acaso puedan transformarse comprimidos por la alta presión hidrostática en el cartilago. Esto por lo tanto es más correcto para la condición la cual el cartilago fractuario es formado en un ambiente altamente vascularizado o más correctamente un microambiente debido a la habilidad para bloquear la circulación sanguínea. Cartilago es necesario para una fractura con fragmentos móviles desde un punto de vista mecánico. Por eso algunos condrocitos son también pintados con laminación de anticuerpos. Estos hallazgos no disputan la hipótesis en la cual las células endoteliales aparecen en un espacio osteogénico teniendo significancia directa para la formación ósea.

En la reparación natural de las fracturas, el tamaño de el callo depende de el grado de movimientos ocurridos entre los fragmentos. En una fijación rígida fracturaria (con placas de compresión) el callo no aparece por completo. La naturaleza resolvió el importante problema de la curación de las fracturas en los animales por la producción de el

callo externo. El movimiento entre los fragmentos parece el inicio de un proceso el cual da a los músculos circundantes y los vasos la habilidad para producir células mesenquimatosas y neoformación de de vasos activos con función especializada. La migración celular mesenquimatosas juntamente con células inflamatorias y antigenicas presentadoras aparece; La formación de cartilago inicia sobre puntos relativamente estables de los bordes óseos y ampliaciones externas. La formación de hueso ocurre desde el callo perióstico paso a paso en dirección de la línea central a través de la brecha fracturaria, por donde mas movimientos ocurren por el mas largo tiempo. Ha sido descrito que la viscoelasticidad de el callo hace la curación posible a pesar de la carga de peso, esto es conocido en el crecimiento de el callo grandemente en pequeñas y grandes especies, este hecho ocurre frecuentemente en fracturas humanas. La colagena tipo III aparecida de celulas mesenquimatosas es cambiada por la de tipo II en el cartilago diferenciado.

La formación de hueso endocondral aparece via capilares originados desde el callo perióstico. aparentemente los vasos juegan un papel mas importante que el de simples canales de aporte sanguíneo al area de reparación, pues se ha demostrado que las células endoteliales contienen un factor de crecimiento (el llamado factor de crecimiento derivado de células endoteliales) por eso Guenther apoya la opinión de que este es el eslabón entre la formación ósea y la vascularidad.

La proliferación de osteoblastos periósticos aparece muy rapidamente en fracturas experimentales y despues de lesión intramedular. Esto nunca ocurre sin la presencia de crecimiento vascular desde la musculatura a el perióstico. Cuando esta vascularidad es cortada la proliferación periostica no aparece o es minima. es un enigma la conexión real entre las células endoteliales el ambiente osteogénico y los osteoblastos.

Los conceptos de curación ósea reflejados en la literatura hasta la fecha actual estan principalmente basados sobre dos variables vascularidad y estabilidad; desde la decada de los 60's ha sido objeto de intensa investigación la formación de hueso a partir de factores ectópicos morfogeneticos óseos en la matriz desmineralizada, especialmente la proteina ósea morfogenetica, algunas revisiones han postulado la aparición de factores inductores celulares mesenquimatosos de base molecular, a la par de otros posibles inductores tales como biomecanicos, electricidad y POU2, pero la BFM no ha sido demostrada en el callo fracturario,

FALLA DE ORIGEN

lo anterior sería ciertamente la llave para entender el proceso de consolidación ósea. La bio-electricidad y diferentes tipos de electromagnetismo fueron cuidadosamente estudiados en las últimas 2 ó 3 décadas al que la carga de peso principalmente para dar solución a los retardos de consolidación, con algunos pobres efectos sobre la misma y muy deficientes sobre la curación normal ósea. Las dos variables estabilidad y vascularidad no cubren en total los problemas existentes en la consolidación ósea. No obstante los pequeños y moderados movimientos de las fracturas de clavícula y costillas están consolidadas de manera adecuada, las fracturas humerales consolidan en un cabestrillo y brazaletes de manera adecuada. Los principios de la curación de la fractura de la tibia y el pie: El yeso debe incluir la articulación proximal y distal inmediatas al foco de fractura, se ha visto en las últimas dos décadas que puede ser innecesarios, al probarse por Larmiento que el tratamiento de fracturas severas puede lograrse también por medios de yesos y brazaletes dinámicos y favoreciendo el movimiento articular. Aun en fracturas femorales como lo demostró Hardy, Mooney y Connolly, quienes utilizaron brazaletes articulados para las articulaciones de cadera y rodilla con resultados favorables y una función y rehabilitación temprana.

Nogami y Chira utilizaron sustancias inductoras a diferentes distancias y localizaciones de la lesión, encontrando en su reporte que la inducción es más fuerte en áreas cerradas y cercanas a la fractura, sin mencionar el tipo de sustancia utilizada por ellos.

La distancia entre los bordes fracturarios afecta de manera importante la producción de exudado y de los factores estimulantes del crecimiento óseo, siendo este directamente proporcional a la distancia. A mayor distancia mayor producción de exudado y factores inductores o promotores siendo mínima o nula en la reducción anatómica, la producción de exudado y los factores es también directamente proporcional al movimiento de los cabos fracturarios más producción a ras movimiento y es mínima a nula en la fijación rígida. La musculatura circundante es la base de la circulación vascular. Formador de la base de la formación de la consolidación ósea.

La carga de peso es el único factor externo probado que estimula la consolidación ósea. El movimiento de roce entre los bordes fracturarios ya se mencionó mantiene el aporte de factores morfogenéticos y es favorecido por la carga de peso, pero la concentración variara de acuerdo

FALLA DE ORIGEN^o

do al tipo de lesión. Las áreas de tejidos blandos lesionados nunca dan brotes vasculares o células mesenquimatosas durante la importante fase inicial pero el músculo debridado o lesionado es fagocitado por macrófagos, los cuales favorecen la liberación de IL-1 y productos citotóxicos pero también liberan factores de crecimiento y favoreciendo principalmente la formación de tejido fibroso dentro de el tejido óseo. Las lesiones provocadas por manera o vías indirectas consolidan de una manera más rápida que las provocadas por mecanismos directos; siendo esto válido a causa de la lesión de partes blandas y la desvascularización de tejido blando como consecuencia en las lesiones por trauma. - Presente que es mayor que las presentes por trauma indirecto variando también en la fuerza de producción, a parte de esto los trazos provocados por los mecanismos indirectos son regularmente oblicuos o espiroideos que presentan una gran área de contacto entre si en los mecanismos directos por la fuerza presente los trazos son regularmente transversos y frecuentemente asociados a fragmentos en alas de mariposa, segmentarios o grandes conminutas con la consiguiente inestabilidad aumentada denudación de fragmentos y poca superficie de contacto en los bordes fracturarios; también tiene influencia la exposición al medio externo

Los diferentes tipos de manejo de las fracturas influyen de diversas formas en la evolución de estas. En el tratamiento conservador el callo de respuesta primaria estimula los tejidos circundantes para la migración de células y la formación de vasos, el movimiento entre los cabos fracturarios provoca fenómenos bioeléctricos y la liberación de mediadores químicos como la PGE2 y factores de crecimiento y una etapa cartilaginosa inicia y se hace necesaria. En contraste la consolidación con placas rígidas provoca una consolidación ósea altamente anormal con formación mínima de callo, pobre proliferación de osteoblastos y una exagerada remodelación. El hueso se comporta como si no estuviera roto. - probablemente la respuesta primaria es destruida por la operación invasiva en su colocación. Este método evoca una consolidación desde el interior o así bien una consolidación interna, la reducción exacta lleva al campo de dificultar al cuidado externo. Esto provoca el nacimiento de pocos vasos de la musculatura, en su lugar se forman vasos sanguíneos medulares o intramedulares, sin embargo la ausencia de lesión de algunos tipos de fracturas en partes blandas puede mejorar el pronóstico de la evolución al usar este tipo de tratamiento. Las placas rígidas provocan protección del estrés y una osteopenia secundaria a la -

FALLA DE ORIGEN⁵¹

eliminación del efecto de los factores de crecimiento, la acumulación de datos desfavorables de este tratamiento provocó la construcción de implantes de este tipo "seosos rígidos".

El enclavado endomedular posterior al rimado demole la vascularidad intramedular y parte de las corticales. Este daño provoca un ambiente propicio para el brote vascular y la osteogénesis perióstica. En adición el rimado empuja células y otros materiales de la médula ósea del tray del sitio de fractura, lo cual es una ventaja. La carga temprana de peso es favorable, pues guía a la formación de potenciales de estresse en el callo y aumenta la liberación de PGE2 y factores de crecimiento.

El enclavado medular a foco cerrado reditua mejores resultados en fémur que ningún otro tratamiento. De hecho en estudios experimentales con roedores en fracturas femorales la técnica de foco cerrado dio como resultado la formación de un callo mucho más fuerte que la técnica abierta remarcando la capacidad osteogénica de los roedores. El alto grado de estabilidad logrado por el enclavado endomedular bloqueado por tornillos o pernos es usado frecuentemente resultando en una rápida consolidación con una suma de callo o crecimiento de callo grande lo cual puede algunas veces llenar los defectos óseos existentes en la lesión. Un fuerte factor de contribución puede ser el aporte de elementos medulares por el rimado a la lesión. Pero lo anterior no excluye de la aparición de pseudoartrosis.

La fijación externa no es un método completamente invasivo y causa un trauma muy pequeño en el cuerpo óseo. La estabilidad y el grado pequeño de detrauma guían a la formación de un callo pequeño, la presión en ambos cabos fracturarios es un hecho constante, estimulando la consolidación a través de microtraumatización de el callo previamente formado. La formación directa de hueso aparece después de la lesión en el perióstico y médula ósea, es quizá para evocar el callo externo. La desventaja es su límite de duración, sería deseable mantener la respuesta primaria hasta que o después de que los tejidos blandos han curado, para Hult, esta es una condición ideal.

El segundo fenómeno de lesión mencionado en la literatura es la fijación retardada de la fractura e implica la observación y comparación de la curación de esta con respecto a otras fracturas. Esta condición guía a la refractura de el callo previamente formado y lleva a un estado en el cual la lesión de partes blandas está en curación y esto provoca que la liberación de los mediadores bioquímicos estén ya abolidos.

FALLA DE ORIGEN²

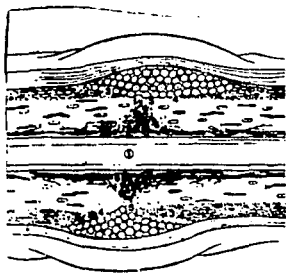
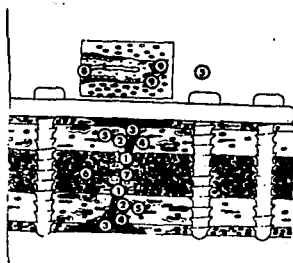
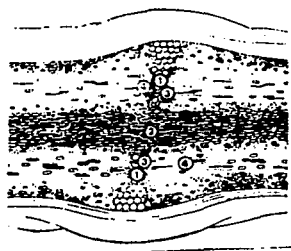


Fig. 12. Esquematización de consolidación deesa natural, con placa y clava central
modular.

En los casos en que se inicia el apoyo de peso de manera temprana se asume que se mantiene la reacción inflamatoria por liberación de marcadores moleculares y PGE2, esto provoca un aumento sobre la temperatura de la piel (por ejemplo en la tibia) de la zona fracturaria. En el caso de la estimulación de micromovimientos axiales en fracturas tratadas con implantes externos de fijación dio como resultado una rápida consolidación. Esto implica un daño repetitivo sobre la respuesta primaria dada por los micromovimientos, lo cual mantiene el exudado hasta que la respuesta celular en los tejidos blandos es marchitada. Esta es la base del proceso de alargamiento óseo progresivo el cual rompe continuamente la respuesta primaria manteniendola hasta el final de el mismo. Con pequeñas variantes es la base de los tratamientos de Ilizarov, Montecelli, Bastiani para sus alargamientos óseos, aunque pareciera contrario a los conceptos antes mencionados, la razón se encuentra en la mantención de la respuesta celular en el sitio de lesión de manera constante.

La unión retardada o pseudoartrosis puede presentarse cuando falla alguno de los factores mencionados a lo largo de el capitulo, que da como resultado una diferenciación alterada de el tejido óseo. Puesto que que la consolidación ósea es el resultado de la perfecta interacción entre los factores biomecánicos y los biológico-celulares. Los resultados de la estimulación electrica no son claros aun ni decisivos como para su aplicación corriente como tratamiento.

La importancia de la conservación perióstica de la manera mas integral durante un acto quirurgico fue demostrada por Takahashi al realizar un ensayo con modelos animales en fracturas femorales a las cuales sometio a tres diferentes tipos de estres dividiendolos en tres grupos. El primer grupo fue lesionado de la totalidad de la rodula ósea, el segundo grupo fue lesionado de el perióstio conservando unicamente el endostio el tercer grupo se uso como testigo lesionandolo de manera similar a una fractura. Los resultados fueron contundentes al comprobar que el primer grupo tuvo una recuperación de el endostio dentro de los primeros 15 dias posteriores a la lesión y una consolidación en tiempo similar al grupo testigo el segundo grupo presento un alto indice de retardo de consolidación y pseudoartrosis.

Dicho lo anterior se deja a criterio los conceptos aqui marcados dejando unicamente espacio para mencionar los conceptos de Frost sobre las causas de falla de consolidación.

Frost marca las causas de falla en la consolidación ósea dividiéndolas en fallas técnicas y fallas biológicas.

Dentro de las fallas técnicas incluye la infección, distracción, huesos gruesos repetidos de los fragmentos óseos (angulares, rotacionales) desvascularización extensa por mala técnica quirúrgica. Todas estas causas son inherentes al cirujano, que según una revisión en Canadá y Estados Unidos, el 80% de las pseudoartrosis y retardos de consolidación son causa de una mala técnica. Sea esta mala técnica debida a un implante inadecuado, falta de habilidad del cirujano, desconocimiento de la técnica a aplicar o muchas otras causas, todas atribuibles al cirujano.

En el caso de las fallas biológicas estas pueden ser debidas a enfermedades sistémicas que alteren de manera importante la matriz ósea, enfermedades congénitas que alteren la biología ósea como la osteoporosis, etc., son causa de el 20% de las pseudoartrosis y retardos de consolidación en la misma revisión antes mencionada y realizada por Frost.

Se podrían mencionar los defectos como: falla en la formación de el callo, falla en la respuesta primaria; falla en la mineralización de el callo, diferenciación inadecuada, remodelación deficiente, fuerzas mecánicas inadecuadas para el remodelamiento.

Lo anterior debe tenerse en cuenta antes de decidir un tipo de tratamiento para un paciente específico y una fractura determinada.

Bibliografía consultada: 7, 9, 11, 12, 15, 22, 23, 24, 27, 26, 33, 34, 35, 36, 43, 45.

FALLA DE ORIGEN

BASES BIOMECANICAS DE TRATAMIENTO

BASES BIOMECANICAS DE TRATAMIENTO

Teniendo en cuenta el proceso o los procesos que llevan a la consolidación de una fractura, la elección de una terapéutica adecuada puede llevar al cirujano a detenerse un tiempo para pensar el tipo más adecuado de tratamiento para una fractura específica. En el caso de el presente trabajo las fracturas de fémur representan un apartado especial dentro de la traumatología ortopédica, esto dado por las características biológicas propias de este cuerpo óseo, tanto como biomecánicas, citando dentro de las mismas las fuerzas musculares actuantes, su vascularidad, las cargas de estrés a las que es sometido por ser un hueso de la economía propia de la marcha y otros factores que convierten a este en una situación única, no presente en ningún otro tipo de estructura en el cuerpo humano.

Deben tomarse en cuenta también el tipo de trauma que dio origen a la lesión pues de este dependerá el tipo de trazo encontrado y la lesión de tejidos adyacentes y la presencia o no de lesiones vasculares o nerviosas, la presencia o no de pérdida ósea, exposición, segmentación o conminución. Posterior a el conocimiento de estos factores se debe conocer la función o forma de actuar de los tratamientos para elegir el más adecuado de acuerdo a la lesión presente y a las condiciones de nuestro paciente. Dicho de otra forma debe conocerse la biomecánica normal, la patológica de el fémur de acuerdo a el tipo de lesión y el nivel de esta y la biomecánica alterada de el segmento, provocada por el tipo de implante elegido o el tipo de tratamiento, para de esta forma planear de manera correcta el plan terapéutico a seguir y poder anticipar los problemas probables a prevenirse en el acto quirúrgico o en la evolución de el padecimiento, para en el caso de presentarse detectarlos a tiempo o evitarlos en la medida de lo posible.

A continuación se expondrán las bases biomecánicas o más bien los principios de acción de los tratamientos existentes para fracturas femorales tratando de ser sucintos en la explicación o exposición. De esta forma de acuerdo al criterio de la cirujano elegirá el tipo terapéutico más adecuado de acuerdo a el principio de acción de el mismo.

Los tipos de tratamiento analizados serán las tracciones, brazaletes o muletas, yeso y clavos parafracturarios, tutores externos, placas, clavos centromedulares libres y clavos centromedulares bloqueados por tornillos o pernos.

TRACCION.-

Existen dos tipos de tracción descritos en la literatura a saber - tracción cutánea y tracción esquelética, con variaciones dentro de las las mismas dadas por los diferentes autores.

El principio básico de acción de este tipo de tratamiento es el de conseguir la reducción de la fractura o alineación venciendo las fuerzas musculares por medio de la utilización de peso y la colocación de el miembro en diferentes posiciones que corrigen las deformidades dadas por los grupos musculares actuantes, variando de la posición en extensión total a la de flexión de cadera y rodilla en diferentes grados y la rotación de le miembro, el peso utilizado variara de el 10 al 15% de el peso corporal de le paciente pudiendo disminuir o aumentar de acuerdo a la masa muscular del individuo, de tal forma que se logre una reducción adecuada en la medida de las posibilidades, se permite la movilización de le miembro rodilla y cadera de acuerdo a las posibilidades de el paciente y en la medida de el dolor.

Este tipo de tratamiento no permite una inmovilización estable de la fractura encontrándose movimientos mayores entre los cabos fracturarios, proceso el cual no puede ser controlado de forma alguna por la tracción, lo cual altera de manera negativa la formación de el callo óseo al provocar ruptura constante de los procesos que darán origen al mismo. Por otro lado la aposición de los bordes fracturarios resulta en extremo difícil dado esto por las fuerzas musculares actuantes que provocarán deformidades angulares o rotacionales dando como resultado una brecha fracturaria grande entre los bordes óseos factor que también altera de manera negativa la formación de le callo óseo, pudiendo crearse esta misma brecha por distracción acentuada de el miembro o una acentuación de las deformidades por insuficiencia de la tracción, tales como angulaciones cabalgamientos o rotacionales. Lo anterior puede provocar una estimulación negativa de la consolidación o una consolidación viciosa de la fractura. El único estímulo al cual es sometido el cuerpo óseo quizá sea los movimientos articulares permitidos en rodilla y cadera sin la presencia de carga de peso de manera temprana en el miembro por la inmovilización prolongada necesaria para este tratamiento perdiendo pues este estímulo .

Por lo anteriormente dicho este tipo de tratamiento resulta insuficiente para dar la estabilidad necesaria al cuerpo óseo, teniendo además la desventaja, de no corregir de manera adecuada las deformidades ni permitir la deambulación de forma temprana lo cual es una desventaja

siendo mas especificos no restituye la función de el miembro de manera adecuada ni temprana dicho en otras palabras no corrige la biología alterada de el miembro o de el cuerpo oseo por insuficiencia de el sistema, al no cumplir con lo esperado de un tratamiento para este hueso en especial.No es biologicamente funcional. Siendo una excelente forma de tratamiento inicial transitorio para pacientes en espera de otro tipo de tratamiento y una inmovilización necesaria para el manejo de estos pacientes pero no como tratamiento definitivo al no cumplir o no ser bjo mecanicamente competente.

ORTESIS (BRAZALETES Y MUSLERAS).-

Este tipo de tratamiento regularmente es secundario a una tracción en el miembro y fue creado para substituir a los tratamientos con espigas, con este se evitan las largas estancias en cama.

Este tipo de ortesis no ofrece una estabilidad adecuada para el cuerpo oseo fracturado, de la misma forma es difícil controlar acortamientos, deformidades angulares o rotacionales.

Al igual que la tracción esquelética este tipo de tratamiento tampoco ofrece una estabilidad en el miembro permitiendo grandes movimientos entre los cabos fracturarios con la consiguiente afección a la consolidación osea. La aposición ósea es difícil de lograr de manera adecuada por no tener un control sobre las fuerzas musculares actuantes en el hueso, llegando a ver angulaciones y rotaciones importantes conforme al nivel fracturario. Es difícil mantener la longitud femoral por la misma causa de la acción de los grupos musculares además de el apoyo de peso presente, presentandose acortamientos importantes de la misma forma. Los estímulos recibidos a nivel de la lesión osea en este caso son los propios de los movimientos articulares y la carga de peso que provoca en medida de la aposición ósea lograda una compresión axial en el cuerpo oseo a nivel de la fractura, esto es benéfico para la consolidación osea, pero difícil de lograr de manera adecuada por la frecuente presencia de abalgamientos.

El principio de inmovilización utilizado es el de un enfermamiento dinámico, que no logra ser suficiente como para corregir la biología alterada femoral secundaria a la fractura, al no poder controlar fuerzas musculares ni permite una estabilización adecuada así como tampoco una reducción aceptable. Teniendo las ventajas de permitir en la medida de la reducción una compresión axial en la fractura por la carga de peso.

Este ultimo concepto favorece la consolidación ósea que de be ser el objetivo perseguido en todo tratamiento de fracturas. Pero también presenta la desventaja de permitir grandes movimientos lo cual se contrapona a lo antes expuesto.

CLAVOS PARAFRACTURARIOS UNCLUIDOS EN APARATO DE YESO .-

En este metodo es necesario el manejo inicial con tracción o tracción suspensión esquelética, tres semanas previas a la colocación de el mismo.

Con este manejo inicial se logra la formación de un callo que mantiene en cierta forma la alineación ósea, se procede a realizar una reducción de la fractura y a la colocación de clavos de steinman atarvas de el cuello femoral y otro en dirección de el trocanter menor para los proximales y los distales colocados a nivel metafisiario distal y condilos femorales dejando los extremos percutaneos para incluirlos posteriormente en un aparato de yeso, esto provee a la fractura de una reducción y mantención de la misma, así como la anulación relativa de las fuerzas musculares,, y la eliminación de grandes movimientos entre los bordes fracturarios todo esto favorece la formación de el callo óseo, por la estabilidad presente en este sistema. Permite la deambulación temprana posterior a su aplicación y la carga de peso lo cual favorece la estimulación del foco fracturario al permitir pequeños movimientos e irritación en el mismo, favoreciendo de esta forma su crecimiento. Presenta desventajas tales como la de evitar la carga de peso directamente sobre el foco fracturario puesto que la misma se realiza hueso-clavos-yeso- clavos-hueso siendo de esta forma el estres absorbido por los implantes y el aparato de yeso hasta en un 60%, lo cual quita el estímulo en gran medida o mas bien este es incompleto. Una desventaja que presenta este tratamiento es el posterior aflojamiento de los clavos en su inserción ósea y la dilatación de el aparato de yeso en su cuerpo total y principalmente en las zonas de inclusión de los clavos y el aflojamiento tambien presente secundario a la atrofia muscular inherente a la evolución natural del paciente, provocan que las ventajas de el tratamiento en cuanto a la estabilidad conseguida, la mantención de la longitud, la anulación de fuerzas musculares y otros sean transitorias. Por otro lado la compresión axial de la fractura puede ser favorecida por este mecanismo pero la presencia de grandes movimientos anula esta ventaja probable poniendo en contraponición a la carga de peso y la estabilidad, pero cumple talves con los principios de vascularidad y esta

bilidad de una manera relativa por lo anteriormente expuesto .

Este tipo de tratamiento corrige de manera parcial la biología femoral alterada por la lesión y de una manera transitoria pero no cumple de manera correcta, al ser la estabilidad lograda incompleta y no permanente por lo que latera o agrga desventajas a las ya existentes,

Siendo pues unarespuesta parcial al problema por lo expuesto.

TUTORES EXTERNOS.-

En este tipo de tratamiento existen una gran variedad de los mismos, siendo un metodo no invasivo por completo puesto que no toca o ag pone el foco fracturario, según describe Rockwood es un acuerdo entre la tracción esquelética y la fijación interna. Provee de una gran estabilidad entre los bordes fracturarios la cual varia entre cada diseño siendo los menos confiables los metodos unipolarespor proporcionar un solo eje de fijación, lo cual favorece movimientos rotacionales y mas bien rotoangulares u oblicuos, con este sistema puede resultar de alguna forma y de acuerdo al diseño dificil de controlar deformidades angulares y de alguna forma rotacionales. ofrece la capacidad de dar unacom presión o distracción controladas por el mismo pudiendo ser mayor que la carga de peso expresada en fuerza de el propio paciente. la carga de peso es realizada por el aparato pero no es de gran relevancia puesto que es compensada por el mismo sistema de manera controlada, pero existe una traducción menor de le peso al foco fracturario que provoca microtraumatización estuinalando la consolidación ósea atraves de el callo previamente formado. Este estimulo minimo no es suficiente como para permitir la osificación adecuada de el cuerpo oseo y de le foco fracturario que sufre una desmineralización, en este apartado el peso de o estímulo provocado por la carga de peso se torna crucial para una consolidación o mineralización osea correctas que se traduciran en un callo lo suficientemente fuerte como para soportar de nuevo el regreso a su función normal. El aparato suple en su totalidad la función femoral en su aspecto de aporte de peso a expensar de lograr una compresión o distracción controladas inherentes al sistema. Esto toma importancia en la aparición de grandes pérdidas oseas que es donde el aparato ofrece todas las ventajas al suplir la función de carga ósea y dar estabilidad, compresión o distracción según sea necesario y en el momento adecuado del tratamiento. al permitir microtraumas de tipo axial sobre los bordes fracturarios no importa de manera importante en le momento del inicio del alar miento que es posterior a la compresión la posición de los bordes frag

FALLA DE ORIGEN

turarios puesto que esto mantiene la producción de exudado constante y por lo tanto la respuesta celular en el sitio consecuentemente la consolidación o curación fracturaria continua este principio tambienes valido para el uso de compresión aunque por menor tiempo por esta misma causa y en menor grado por este principio. que evita de manera importante la respuesta celular.

Un defecto presente de manera importante en el tratamiento de las fracturas femorales por este sistema es el atarpiamiento de grupos musculares que provoca alterando de manera importante la función articular de la rodilla y cadera, ademas de la posibilidad alta de lesión vascular y nerviosa, el atrapamiento muscular altera de manera importante la marcha y por ende la función total de el miembro lo cual podria afectar la evolución del padecimiento.

Este tipo de tratamiento cumple de manera sobrada con el principio de estabilidad y con el de vascularidad, pero tiene el defecto de alterar por completo la función osea y muscular, al suplir por completo el trabajo femoral en carga de peso y marcha, siendo esto una manera anormal de curación puesto que provoca alteraciones en la formación natural de el callo óseo y en la matriz osea al retirar el estímulo favorable de soporte de peso, compresión axial y una rigidez desfavorable por ser demasiado grande como para permitir una función normal. todo lo que se traduce como ya se menciona en una curación alterada del cuerpo oseo.

Por lo anterior mente mencionado este tratamiento no restituye de manera adecuada la biología normal, alterada por la fractura en el femur, por lo tanto puede ser una opción alternativa en todos los casos que no puedan ser tratados por otro metodo o en indicaciones especiales que se comentaran en otro capitulo.

PLACAS DE FIJACIÓN OSEA.-

Este es un método de tratamiento quirúrgico el cual basa su técnica en cuatro principios biomecánicos básicos: osteosíntesis estable, reducción anatómica estable, técnica operatoria atraumática (respetando en lo posible la vascularidad osea y de partes blandas), movilización mecánica activa. Esto para los fundamentos de este tratamiento es lograr una perfecta osteosíntesis que restaure la función primitiva de el miembro como fin inicial y principal dando por consiguiente una curación integral de el miembro, en teoría.

Estos implantes fueron diseñados para soportar la carga de peso de el miembro o mas bien para suplir de la función ósea y aplican principios

tales como compresión interfragmentaria, de tirantes dinámicos, inmovilización rígida, consolidación en base a compresión interfragmentaria e inmovilización rígida, logrando esto por la colocación de las placas o implantes en el momento o punto de estrés máxima para revertir esta fuerza de distracción presente en una fuerza compresiva aplicando el principio de tirante dinámico o de banda de tensión dinámica. La otra forma de lograr esto es en base a diseños especiales de placas llamadas DCP (placas de compresión dinámica) que por su planeación y técnica de colocación provocan compresión por sí misma. Existen otros tipos de placas llamadas de contensión las cuales necesitan una técnica de colocación diferente a las DCP para lograr compresión puesto que su diseño no les permite lograr compresión por sí mismas como sucede con las primeras necesitando de pretensado y una torreta para lograrla. Existe también la condición que para lograr una reducción anatómica de la fractura será necesario moldear la placa a la forma anatómica del cuerpo óseo llamándose esto triscado. Por su diseño y función las placas soportan el 70% de el peso o de el estrés de carga en un hueso como en el caso de el fémur y una fijación rígida en un solo eje que evita fuerzas angulares por ejemplo, logrando una reducción anatómica perfecta en la mayoría de los casos, para permitir la formación de el callo óseo de base endóstica o la llamada consolidación per primam la cual necesita de los principios de este tratamiento para poder darse.

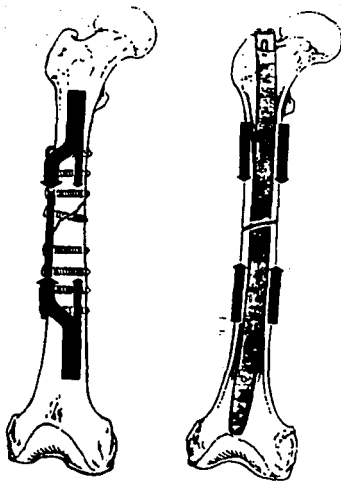
Los principios en los que se basa esta técnica de tratamiento son válidos en una forma relativa cumple con el principio de estabilización pero no de manera completa pero si de mejor forma que otros tipos de terapia y el principio de vascularidad es roto de manera importante puesto que para lograr una reducción anatómica y la colocación de un implante de esta naturaleza que es interno en si pero al vez externo con respecto al cuerpo óseo como tal, será necesario una gran desvascularización o desbridamiento o mejor dicho desperiostización de los bordes fracturarios.

Se dice que la fijación con placas es rígida al no permitir grandes movimientos ni micro-movimientos por la naturaleza misma de el implante la cual evita angulaciones cizallantes y movimientos rotacionales y que además aprovecha por el principio de banda de tensión dinámica o más bien revierte fuerzas de distracción para volverlas de compresión, esto tiene bases fuertes en su fundamento si la placa es colocada con la técnica correcta y punto de estrés preciso fuera de el cual esta pierde su

función y las propiedades propias de su diseño. Analizando los principios de la técnica hay varios puntos en los cuales se hubican fallas señaladas por autores como Lockwood o Hult, difiriendo con la posición defendida por el grupo AO.

Es imposible estructuralmente que una fijación o soporte en un solo eje provoque, siendo este externo una inmovilización completamente estable, puesto que no se encuentra incluida dentro de la estructura del cilindro o pilar sino adosado a este dando el soporte en una sola parte de una de las caras de el mismo,, pudiendo evitar el estres en esa cara pero no teniendo la capacidad de cubrir el estres de manera adecuada en la cara contraria o en las laterales ablando de unes fuerzo o estres angular que provoque distracción en las caras. De la misma forma para un trazo transverso que para uno oblicuo. Tampoco por estar adosada a una sola cara y no incluida dentro del cuerpo del pilar podra evitar fuerzas rotacionales puesto que servira únicamente como eje centrifugo o -centro base de rotación para estas. Con respecto a las fuerzas cizallantes pueden detener únicamente un solo eje de vector de estas, o sea en el vector provocante pero no detendran el vector de escape resultante el primero ubicado en el cabo proximal el segundo ubicado en el cabo distal esto es cierto para fracturas oblicuas que por su naturaleza tienen un comportamiento vectorial. Para las fuerzas rotocizallantes (cizallantes y rotacionales combinadas) presentes en las fracturas espiroidales - la insuficiencia de el implante podria decirse es doble puesto que no podra contener la sociedad de ambas fuerzas resultando una fuerza vector rotacional; seguirá funcionando como eje centrifugo y por esta razón sera ahora incapaz de contener los dos vectores puesto que la dirección de el vector provocante al volverse rotacional escapa al soporte o contención ofrecido por el implante siendo hacia fuera del mismo. En el caso de fracturas comminutas un soporte lateral no brindara estabilidad estructural o de contención a las fuerzas provocadas por la biomecanica del miembro puesto que el pilar a si mismo no puede brindarsela por dig continuidad en su estructura la cual no puede ser restituida por un soporte lateral a la misma, al aplicar una fuerza lineal desplazara los fragmentos hacia afuera o a los lados de la misma y podran ser difícilmente contenidas por el implante. por todo esto tienen la función de un tuotr interno al poder provocar compresión o distracción segun su técnica de colocación o variando la misma, pero un tutor interno insuficiente, por las razones expuestas anteriormente, ademas de que las solicitancias o fuerzas de estres a las que es sometido el material de las mismas

sufre de fatiga en demasía como sucede en otros implantes igualmente pero en este implante en especial son excesivas para su capacidad de resistencia en el caso especial de fracturas femorales por la naturaleza de estas y la biomecánica de le miembro. De todas formas la fijación es rígida y cumple su función de estabilidad mientras no se someta a estres enérgico como puede ser el soporte de peso o mas aún la función normal de el miembro. El tipo de curación presente al aplicar este implante demuestra que la fijación rígida esta presente esto evita macro movimientos los cuales siempre deben ser abolidos por cualquier tipo de implante pero tambien evita los micromovimientos, esto representa una desventaja puesto que estos son quienes favorecen la formación del calllo oseo y la consolidación natural de la fractura por estimulación de los tejidos circundantes y desencadenamiento de este proceso o la respuesta primaria como es conocida. Por el contrario uno de los fundamentos base de este tratamiento es precisamente evitar cualquier tipo de movimiento incluyendo a estos, a los micromovimientos según el grupo AO es debida en gran medida la pseudoartrosis y retardos de consolidación presentes en sus fracasos. Esto podria ser cierto si aplicamos los principios de su tratamiento, los cuales se basan en la consolidación primaria la cual para suceder necesita de una fijación rígida siendo un proceso lento y antinatural que lleva a la consolidación osea sin la formación de callo. Puesto que altera la naturaleza total del proceso de consolidación al basarse en un callo formado de fuente endóstica con minima formación o reacción del callo, pobre estimulación de los tejidos circundantes, pobre proliferación osteoblastica y una exagerada remodelación, dandose esto al dificultar la formación de exudado externo y detener los procesos naturales de estimulación. Sobre el mismo apartado podemos decir tambien que la denudación necesaria para la colocación de este implante debe ser extensa provocando una desvascularización extensa que es contraria al favorecimiento de la consolidación y al proceso natural de la misma por ruptura del aporte sanguíneo. Evita tambien por la función del implante al absorber o dañarse la función del hueso la carga natural de peso por el mismo liberandolo en un 70 % de este estres el cual es necesario para la estimulación de la consolidación osea tanto como para la osificación y fortalecimiento de esta, del callo oseo y de la matriz osea en si, provocando una osteoporosis secundaria tanto a nivel del callo oseo como a nivel del hueso o segmento oseo liberado de su función, dando como resultado un hueso reparado pero debil.



70^{ri} Fig 18.- Diferencia de la distribución de la carga de peso entre una placa rígida y un clavo centromedular libre.

FALLA DE ORIGEN

Entendiendo todo lo anterior se sabe que este tipo de implante en el cuerpo oseo femoral leisonado resulta insuficiente, y del porque cuando es aplicado tiene un mayor número de complicaciones comparado con otros implantes. Cabe aclarar que las fallas biomecánicas marcadas para la ineficacia de este tratamiento son válidas para un implante de este tipo recién colocado o en uno en el cual el callo o consolidación primaria es insuficiente y por lo tanto el hueso no es capaz de tener el soporte que puede brindarse a sí mismo y que no es cubierto por la placa como pueden ser las fuerzas rotacionales, angulares, vectoriales etc. .

Por esta razón el apoyo de peso y la función normal de el miembro deben de ser retrasadas hasta la evidencia de consolidación clínica y radiográfica lo cual puede ser tardado y retrasar con esto la rehabilitación. Puede ocurrir igualmente aflojamiento del implante lo cual altera por completo la evolución del tratamiento al incluir una variante no contemplada pero posible, esta puede estar directamente o de manera secundaria ligada a la osteoporosis concomitante del tratamiento la cual también predispone a una refractura por la debilidad ósea existente, en el momento de aflojamiento del implante o en el retiro de el mismo, la cual es una complicación propia de este tratamiento.

Las placas cumplen con varias funciones biomecánicas válidas pero que no pueden ser aplicadas al tratamiento de fracturas femorales, pues tampoco recupera la Biología normal femoral.

CLAVOS CENTROMEDULARES .-

Este es igualmente un tipo de tratamiento quirúrgico, versátil y que ofrece una respuesta a varios problemas presentes en las fracturas femorales. Existen varios tipos de clavos centromedulares variando en su diseño desde clavos macisos, huecos los que necesitan rimado para su aplicación y los que se encuentran libres en su técnica de este caso. Su colocación es dentro del canal medular, flexibles y rígidos, habalnde los clavos centromedulares libres en canal medular.

La contribución del diseño de un clavo para lograr determinadas propiedades biomecánicas, debe tener determinadas características de flexibilidad, resistencia a la flexión y torsión.

El diseño de este implante fue pensado para viajar y estabilizarse dentro del canal medular ósea dentro del pilar anclándose a el. Esto ofrece varias ventajas con respecto a otros implantes puesto que a diferencia de otros diseños de implantes o planes de los mismos, este no suple la función del hueso sino que mas bien la favorece estructuralmen

te al provocar que el hueso recupere su función biomecánica de soporte de peso y marcha, resulta pues que su función es la de un enfermamiento interno o mas bien la de soporte, guía o tutor interno, dicho de otra forma un alineador interno, resulta lo suficientemente fuerte como para vencer fuerzas musculares angulares propias del miembro y como para permitir la deambulación precoz, en sus indicaciones correctas puede ser inmediata, es flexible para resistir fuerzas torsionales, sus indicaciones son fracturas de trazo transverso desde 2.5 cm debajo del trocánter menor a fracturas 8 a 10 cm por encima de la articulación de la rodilla. Pueden incluirse dentro de sus indicaciones fracturas de trazo oblicuo corto, pues son los unicos casos en que ofrece estabilidad.

La estabilidad de estos clavos se basa en el adosamiento de las paredes del mismo a las paredes del cuerpo oseo cortical esto brinda estabilidad para evitar fuerzas angulares, pero tiene poca efectividad para evitar fuerzas rotacionales o de torsión; Esto se logra en base al diseño de los clavos huesos los cuales tienen un diametro antes de su ingreso a la fractura pero que al atravesar el canal medular logran un aumento de su diametro forzado por fuerzas mecánicas de roce sobre las corticales al aplicar una fuerza lineal a su eje mayor al momento de su inserción. Los clavos rígidos como el Hansen o de Scheneider se llaman autobrocantes puesto que labran su propia guía dentro del canal medular al ser insertados en el mismo. Labrando las corticales a su paso y adosándose a estas de esta forma. Son clavos macisos con diseños diversos variando de la forma de diamante a la forma de viga en doble I.

Estos últimos clavos por ser macisos son mas rígidos que los clavos huecos dando mayor resistencia mecánica a fuerzas angulares y por su diseño y forma de adosarse y rigidez mayor estabilidad al hueso para fuerzas torsionales, pero al ser menos flexibles que el hueso tienen un comportamiento diferente a este e imponen una rigidez anormal al hueso absorbiendo aparte de sus funciones biológicas en su respuesta normal al estres, las cuales son absorbidas por el implante. Lo cual resulta en perdida de elasticidad en el hueso y disminución de su función de carga y sosten que son absorbidos por el hueso lo cual provoca estres excesivo al material del implante y fatiga en el mismo de manera pronta y zonas de estres sobre las corticales en las cuales se encuentra adosado el implante que provocan un lisado en esas zonas y un aflojamiento del implante en el mejor de los casos o ruptura de estas zonas en el punto de mayor estres o ruptura del implante por fatiga y mecanismos de -

brazo de palanca siendo las palancas los cabos proximal y distal del cuerpo oseo y el punto de apoyo de estas la zona del implante que se encuentra a nivel de la fractura, provocadas estas por fuerzas angulares provocadas en la marcha que son las de mayor importancia. El otro caso que es el de aflojamiento puede ocurrir migración del implante por aflojamiento lo cual se traduce en pérdida de la estabilidad y de todas las funciones de este y las ventajas probales que pudiera brindar.

El clavo también es inflexible a fuerzas rotacionales, en este caso como centro eje de rotación entre los cabos proximales y distales los cuales actúan de manera independiente y en direcciones contrarias. En este caso las porciones del implante que se encuentran dentro de las corticales están de alguna forma "protegidos" por estas pero son transmisores de las fuerzas al punto de apoyo o estrés de el eje que se encuentra en la zona de la fractura, pudiendo por fatiga provocarse la ruptura del implante. En el caso de fracturas oblicuas cortas las fuerzas vectoriales son cortadas por el implante y se vuelven inexistente pues desaparecen a la mitad de su eje de nacimiento por la naturaleza misma del implante, y no provocan estrés.

La carga de peso por la función de el clavo en teoría debe ser absorbida por el cuerpo oseo transmitiéndose el estrés a través de los bordes oseos en la unión de las corticales, siendo esta transferencia cortical-cortical lo cual es llamado compresión axial que es una de las bases de la función de este tratamiento. El implante básicamente tiene una función de férula interna y debería moldearse a las curvaturas normales de el hueso lo cual no sucede y esto hace que parte de la carga de peso sea sostenida por el mismo, disminuyendo la función de la compresión axial. Bajo el principio básico la carga de peso es casi inexistente en el clavo pero fuerte y llevada casi en totalidad por el cuerpo óseo lo cual es una ventaja pues repone la función biológica femoral casi a su totalidad favoreciendo por el proceso de compresión axial una consolidación natural. La carga de peso soportada por el implante es cada vez menor conforme la consolidación ósea se va dando, hasta que llega a ser inexistente en el mismo. El hueso recupera casi toda su función biológica pero no se comporta como si no estuviera fracturado por el contrario el proceso de consolidación es estimulado de manera notable por este sistema y existen fuerzas de estrés que ya fueron mencionadas y que podrían provocar la falla del tratamiento puesto que el implante es una ayuda en el proceso de curación no la curación misma o un proceso omnipotente.

FALLA DE ORIGEN

Por otro lado los clavos huecos tienen características propias que difieren en parte de los clavos macisos; el principio base es el mismo que para los clavos macisos puesto que funcionan como una ferula interna o alineador interno. La carga de peso se realiza de manera similar en su principio básico de soporte por el cuerpo óseo y la presencia de la compresión axial. Sufren igualmente los mismos estreses a fuerzas angulares y de torsión, brazos de palanca y fatiga.

La diferencia estriba en el diseño de los mismos, lo cual los hace flexibles y moderadamente moldeables. Un cilindro resistente a fuerzas torsionales de manera extensa, lo cual podría representar una desventaja puesto que a mayor resistencia mayor trabajo del material del implante y por consiguiente mayor fatiga. Esto se resuelve al quitar una de las paredes del mismo cilindro lo cual lo hace 50 veces más flexible a estas fuerzas y por lo tanto la resistencia o estrés a el cual es sometido el material del implante es mucho menor y lo hace dinámico a el mismo. Un clavo hueco no tendrá la misma resistencia a fuerzas angulares que un clavo macizo y podría ser vencido o incurvado por estas con facilidad si su diseño es completamente cilíndrico, esto se resuelve al realizar canales en el eje longitudinal de el clavo. Esto crea vigas o soportes estructurales de resistencia en el cuerpo del implante y de acuerdo al diseño se puede volver el implante completo un complejo dinámico de estos, por ejemplo: el clavo con forma de hojas de trebol presenta dos canales en su cuerpo los cuales representan las vigas o pilares de resistencia, pero la formación de estas crea a su vez que cada una de las hojas del trebol funcionan así como una viga o pilar aumentando de esta forma la resistencia del clavo sin perder sus características de flexibilidad. Por la flexibilidad presente en el implante puede moldearse de mejor forma a las curvaturas naturales propias del fémur en cierta forma sin perder su rigidez y lo hace resistente a fuerzas incurvantes, de la misma forma se adapta en puntos de apoyo de mayor superficie sobre las apófisis corticales que un clavo rígido por su capacidad de extensión de diámetro siendo esta su base de estabilidad. Por la flexibilidad que presenta o mejor dicho la rigidez relativa que presenta, resulta ser en un 25% menor rígido que el propio hueso y por esa razón pudiera tener un comportamiento más similar al óseo que otro tipo de implantes, pero como cualquier otro implante tiene sus propios defectos uno de los principales es la poca resistencia de los mismos la cual es en promedio de 450 Newton y el fémur presenta una resistencia

de hasta 4000 newtons, expresado en kilogramos el implante tiene una resistencia de tan solo 40 Kg y el fémur de alrededor de 400 Kg. Biológicamente hablando el fémur tiene esa resistencia para soportar los esfuerzos propios de su función pero el implante no podrá soportar tales esfuerzos por su resistencia mucho menor que el cuerpo óseo. Por esa razón es susceptible de sufrir los estragos que impone la biomecánica del miembro y hacer su aparición deformidades de incurvación, brazos de palanca que provocaran fatiga y ruptura del mismo o angulación del implante, por otro lado la estabilidad dada por este previene macromovimientos y permite micromovimientos axiales que favorecen la formación del callo óseo siendo esta una ventaja, aparte de el rimado óseo que predispone también a una respuesta primaria mayor.

Este implante sería en teoría el implante ideal a aplicar en el fémur por sus propiedades de elasticidad y por lo mismo un comportamiento similar al del cuerpo óseo femoral pero tiene la desventaja de su pobre resistencia lo cual lo hace labil a las fuerzas actuantes provocandose su doblamiento o ruptura por fatiga. Por otro lado cuando el clavo que floje en el canal medular pierde todas sus propiedades al ser insuficiente en su estabilidad. Cumple con los principios de estabilidad y de vascularidad por ser una técnica de colocación relativamente atraumática - su comportamiento es biomecánicamente aceptable y recupera al fémur su función casi en su totalidad pero su resistencia es pobre radicando en ese punto su falla, su indicación es únicamente en fracturas diafisarias de trazo transversal u oblicuo corto. A pesar de todo es el implante ideal en este tipo de fracturas.

CLAVOS CENTRO MEDULARES BLOQUEADOS .-

Este es un tipo de tratamiento quirúrgico pensado para problemas específicos en fracturas femorales, ofrece una gran versatilidad para resolver problemas que son imposibles para otros tipos de implantes por sus características propias. El principio base de su función es el de brindar una estabilidad estática dinamicizada o dinamicación estática, entendiéndose esto por un implante que ofrece suficiente estabilidad o rigidez como para evitar por completo movimientos de torsión cizallantes pero que permite micromovimientos angulares y axiales, suficientes como para favorecer la estimulación de la consolidación ósea sin importar el trazo de fractura, los movimientos vectoriales también son neutralizados.

Por ser un implante centromedular o sea dentro de el pilar que es

dónde su función estructural tiene efecto funciona igualmente como una ferula interna, con la diferencia que esta se logra de manera diferente a los clavos centromedulares libres puesto que las paredes del clavo no van adosadas a las corticales ni son tampoco puestas a estres ninguna de las paredes (del implante y del cuerpo óseo) por razón que el punto de apoyo se encuentra en los puntos de inserción de los tornillos o pernos que provocan el bloqueo hueso-perno-clavo-hueso en sus porciones proximal y distal.

La estabilidad de este sistema se basa como ya se dio a entender no en su adosamiento del cuerpo a la cortical sino en su fijación al hueso por medio de bloqueo en un sistema hueso-perno clavo-perno-hueso, esto da una estabilidad que es difícil de lograr por otros sistemas y da propiedades únicas al implante. Este se halla fijo en sus porciones proximal, media y distal al cuerpo óseo o viceversa el cuerpo óseo fijo a el clavo, funcionando de esta manera como una placa interna puesto que el soporte de peso, fuerzas de estres angulares rotacionales, vectoriales son absorbidas por el implante puesto que la traducción de estas fuerzas son transmitidas a través de este supliendo la función de el fémur. Pero a diferencia de las placas el implante se encuentra dentro de el pilar por lo cual su función estructural de sosten y estabilidad son en realidad efectivas puesto que no está adosado a una de las paredes sino dentro del pilar lo cual hace que la estabilidad sea distribuida de manera igual en todas direcciones y no deforma parcial y brinda al cuerpo óseo la posibilidad de brindarsela a si mismo por su acción de enferulamiento, por lo tanto neutraliza verdaderamente los tipos de estres negativos a la curación ósea. Bloquea los movimientos rotacionales a partir de un impedimento centripedo de base en el implante y traduci por el mecanismo bloqueante, las fuerzas vectoriales son neutralizadas en su ejemedio desapareciendo por completo, las fuerzas angulares son neutralizadas en su base de nacimiento ósea a nivel del bloqueo de esta forma al estabilizar los cabos proximal y distal al implante por los pernos y no haber adosamiento a las corticales se evitan por completo - los brazos de palanca al eliminar de esta forma la base de su nacimiento, con respecto a los trazos conminutos brinda la estabilidad necesaria para estos al eliminar la fuerza axial que provocaría su desplazamiento y brindar el soporte estructural necesario para el pilar funcional brindado por el implante en si. A diferencia de las placas el implante no retira por completo o en tan gran medida el soporte de peso puesto que es

te es de solamente del 45 al 50 %, siendo el resto soportado por el hueso, lo cual es una ventaja, por razón de que no retira este estímulo - sino mas bien lo dosifica o reparte y esto contribuye a una consolidación ósea con una respuesta mas normal o dicho de otra forma es estimulada de una manera mas natural la misma al no retirar la respuesta primaria de curación y al continuar esta siendo estimulada, puesto que el implante permite una deambulación casi inmediata posterior a la cirugía lo cual es una ventaja que muy pocos implantes pueden ofrecer lo que favorece la rehabilitación temprana y la consolidación ósea mas natural. El implante soporta como ya se dijo el 45 a 50 % de el peso en la función biológica femoral lo cual va disminuyendo en cuanto la consolidación ósea se va dando, sin provocar desmineralización en el cuerpo óseo ni en el callo fracturario puesto que el estímulo de carga es suficiente como para que la osificación se presente y al disminuir la carga progresivamente conforme la consolidación avanza este llega a ser total hasta ser el implante infuncional, recuérdese que la transmisión de la fuerza se realiza por un mecanismo hueso-perno-clavo- en el cabo proximal la traducción de este por el cuerpo del implante para llegar a un cabo distal y traducir esta por un mecanismo clavo-perno-hueso que es la base de su función.

Siccatamente la fijación que ofrece el clavo y su sistema es capaz de evitar las fuerzas de estres que se mencionaron y de mantener la longitud del miembro no es completamente rígido puesto que permite micro movimientos angulares principalmente, perpendiculares al eje mas largo de los pernos pues estos por su ubicación bloquean de mejor manera los laterales que los anteroposteriores que son los que se encuentran presentes, de la misma forma permite micromovimientos axiales pero de menor forma. Lo anteriormente dicho es la base de el tipo de consolidación presente en el uso del implante pues favorece como ya se menciona la formación de un callo óseo por irritación y de suficiente fuerza como para permitir la deambulación casi de inmediato a su retiro.

Por otro lado las características de inflexibilidad o rigidez del implante hacen que este no se comporte de una manera biológica similar al hueso en la biomecánica, por esta razón supe en cuanto a fuerza y soporte mecanico la función del fémur pero no en cuanto a las características solo inherentes al hueso como pueden ser su flexibilidad y provoca una situación no natural en su función por esta causa, sobre lo mismo este tipo de implante regularmente en su diseño es recto y por su rigidez -

FALLA DE ORIGEN,

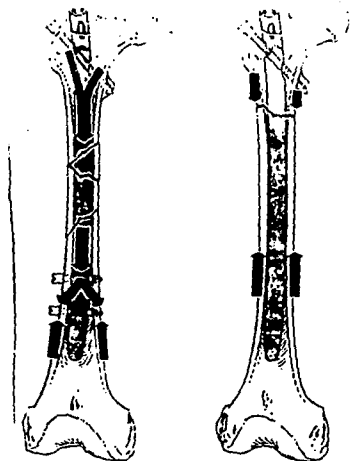


Fig 19.- Distribución de la carga de peso realizada por clavo centromedular bloqueado, en bloqueo completo y dinamizado.

FALLA DE ORIGEN

no puede moldearse a las curvaturas naturales femorales lo que provoca un cambio en el eje natural de soporte de peso al utilizarlo, este se ubicara de acuerdo al tipo de femur presente dentro de los tres descritos que variaran de acuerdo al fenotipo del paciente, el eje puede variar en dos direcciones base de su descarga una anterolateral y una laterolateral que dependera de el varo o del valgo presente, de el grado de antecurvatum presentes en el fémur. De acuerdo a esto el eje puede ser de medial a lateral en la proyección laterolateral y de central a anterior en la proyección anteroposterior, y las combinaciones resultantes de misma. Lo cual resulta en una alteración probable de la marcha y del comportamiento del fémur.

Existen dos tipos de clavos bloqueados, que varían por pequeñas diferencias en diseño básico unos de otros, pero que tienen importancia crucial en el manejo de estos o mas bien de las fracturas tratadas en el postoperatorio. Los dos tipos de clavos son los clavos huecos y los clavos macisos. Las diferencias entre ambos son en cuanto a flexibilidad y resistencia, los clavos huecos son de una manera amplia mas flexibles que los clavos macisos que son por completo rígidos. Los primeros podria decirse tienen un comportamiento mas similar al hueso por sus características y de hecho lo son pero de menor forma que los clavos libres pues su flexibilidad es menor y su base funcional diferente, pero cumplen este requisito de buena forma, los clavos rígidos macisos no tienen estas características, ya mencionado ya en parrafos anteriores sus características. Por otro lado la otra diferencia básica es precisamente su resistencia que en los clavos huecos varia segun el diseño de 2,200 N a 2,650N y en los clavos macisos es superior a los 4,000N, esto traducido a kilogramos nos da como resultado que los clavos huecos tienen una resistencia apenas superior a los 200 Kg. y los clavos macisos superior a los 400 Kg. esto resulta cierto para ambos implantes con los sistemas bloqueados colocados en los orificios para ello pero si estos estan vacios ocurre una disminución del 10 al 12 % de su resistencia en esos puntos en los cuales la continuidad del material se pierde por la presencia de los orificios, esta resistencia no esta disminuida en el eje donde se encuentran ubicados los mismos sino en un eje perpendicular, esto se explica porque las paredes laterales del orificio mantienen la resistencia a ese nivel o en esa proyección pues con el grosor completo del clavo pero de forma perpendicular esta continuidad esta perdida y por lo tanto la resistencia disminuida, esto es valido para ambos diseños.

DE alguna forma la colocación de los pernos o torillos suple esta resistencia al llenar el defecto presente y dar continuidad a la transmisión del esfuerzo. Los clavos macisos tienen la resistencia para suplir al fémur en su función de carga con las desventajas ya mencionadas, esto se traduce en el inicio del apoyo el cual puede ser inmediato en los implantes macisos y debe ser retrasado en los huecos - por lo menos tres semanas tiempo suficiente para la formación de callo blando que permitiría una mejor distribución de la carga al hueso por la estabilidad y resistencia dada por el callo, esto podría ser una desventaja al elegir un clavo hueco como tratamiento .

Estos implantes tal vez por sus características ofrezcan una opción viable para las fracturas inestables en el fémur por las ventajas ya mencionadas que son menos que sus desventajas, aunque su comportamiento no es del todo aceptable para restituir la biología del fémur brindando la mejor opción en cuanto a resistencia, estabilidad y estimulación para la curación de la fractura y permitir una función temprana del miembro casi a la normalidad, siendo esta una ventaja que pocos tipos de terapia ofrecen.

Bibliografía consultada: 2,5,6,7,8,9,11,12,13,14,15,16,18,22,26,27,28, 29,32,34,37,46,47.

FALLA DE ORIGEN

TIPOS DE TRATAMIENTO.

FALLA DE ORIGEN

”

TIPOS DE TRATAMIENTO PARA FRACTURAS FEMORALES.

Los tipos de tratamiento han variado de acuerdo a la evolución de los conocimientos aplicables al tratamiento de las fracturas y a los medios técnicos disponibles al alcance de los cirujanos a lo largo de la historia y han variado desde enfermamientos con bambú hasta los actuales implantes utilizados para el tratamiento quirúrgico de estas.

Ya se han descrito las características principales de los tipos de tratamiento en anteriores capítulos por lo que ahora solo haremos mención de sus indicaciones complementando de esta forma el criterio para la elección del implante más adecuada para las fracturas femorales de acuerdo a la experiencia del cirujano.

TRACCIONES.-

Las tracciones sean estas esqueléticas o cutáneas, balanceadas o no, apoyadas con ferulas externas como la de Böhler, no son como en otros tiempos el único tratamiento disponible para las fracturas femorales, por la existencia actual de medios más efectivos como son los quirúrgicos. Por lo tanto sus indicaciones son precisas y se reducen a: pacientes cuyo estado sistémico no permita ningún otro tipo de tratamiento, pacientes pediátricos en casos especiales y como método de inmovilización primario para la estancia en cama más cómoda y manejo del paciente que está en espera de otro tipo de tratamiento definitivo. Una indicación más podría ser como primera fase de cualquier tipo de tratamiento para provocar una relajación muscular y mantención de la longitud de el miembro necesarias para lograr una reducción aceptable y más fácil en el momento de aplicar el tratamiento definitivo.

en el caso de tomarse como tratamiento definitivo el tiempo de inmovilización será hasta lograr la consolidación lo cual puede ocurrir de 12 a 16 semanas, para proseguir con una ortesis si esta es valorada como necesaria hasta lograr la estabilidad completa y en el caso de ser previo a tratamientos como el uso de clavos intrafracturarios y yeso el tiempo será de tres semanas previa a la aplicación de este método.

ORTESIS Y MUSLERAS.-

Este tipo de tratamiento fue utilizado en los inicios del tratamiento de las fracturas femorales, estando en el mismo caso de la tracción esquelética, que por existir medios de tratamiento más efectivos

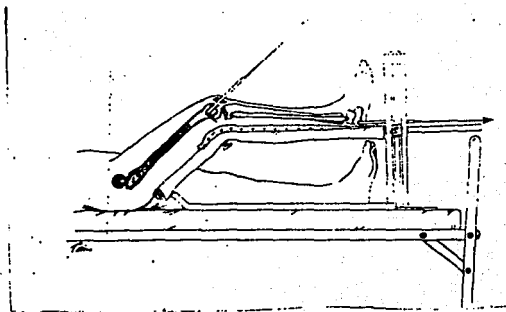


Fig 20.- Tracción esquelética

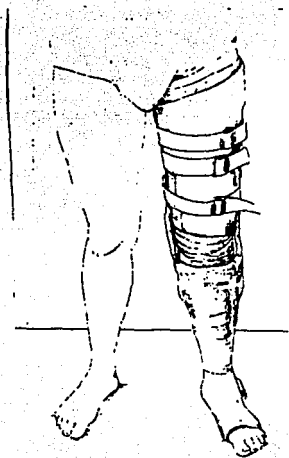


Fig 21.- Ortesis o yeso para fractura de fémur.

FALLA DE ORIGEN

ESTA TESIS NO DEBE
SALIR DE LA BIBLIOTECA

caen en desuso, reduciéndose sus indicaciones unicamente a :
casos en los cuales por el estado sistémico de la paciente o por alteraciones metabólicas no sea posible aplicar ningún tipo de tratamiento invasivo o quirúrgico o cualquier otro tipo de tratamiento que ofrezca mejores expectativas pero sea imposible su aplicación,

para este tipo de tratamiento es necesario en la mayoría de los casos aplicar algún tipo de tracción al miembro para lograr una reducción facilitada y lo más adecuada posible. En el caso de ser el tratamiento definitivo la ortesis debe ser mantenida hasta lograr la consolidación ósea lo cual sucede entre las 12 a 16 semanas Rockwood marca 14 semanas en promedio.

TUTORES EXTERNOS.-

Los tutores externos a pesar de ser un excelente medio de tratamiento, en el caso de el fémur tiene restricciones, puesto que por la misma naturaleza del mismo provoca atrapamientos de masa muscular alterando la función de estas con la consecuente repercusión en la función del miembro y por la situación anatómica del muslo el riesgo de lesión vascular o nerviosa es alto, por estas razones su utilización se ve reducida a casos especiales puede ser un tratamiento temporal antes del tratamiento definitivo cuando así sea necesario.

en general sus indicaciones según Rockwood son: Fracturas por proyectil de arma de fuego con extensa lesión dérmica, asociadas con pérdida ósea extensa; Fracturas expuestas grado III con contaminación extensa de partes blandas; fracturas ipsilaterales por ejemplo combinación de pelvis tibia y fémur, los cuales estén frecuentemente con lesiones que atentan a su vida; en los casos de acortamientos o alargamientos femorales; como ayuda de estabilización o tratamientos combinados en los casos de pérdida ósea extensa, utilizando un clavo entromedular bloqueado y un tutor externo unipolar como puede ser el Wagner.

CLAVOS PARAFRACTURARIOS Y YESO.-

Los clavos parafracturarios incluidos en un corseto de yeso son un tratamiento secundariamente definitivo puesto que necesitan tener una tracción previa por espacio de tres semanas para lograr una reducción facilitada y adecuada de los fragmentos óseos presentes en la lesión.

Por ser un tratamiento que puede ser superado por muchos otros que ofrecen mejores resultados su indicación se reduce a tratar fracturas por este medio cuando ninguno otro que sea superior sea aplicable.

FALLA DE ORIGEN⁸⁰

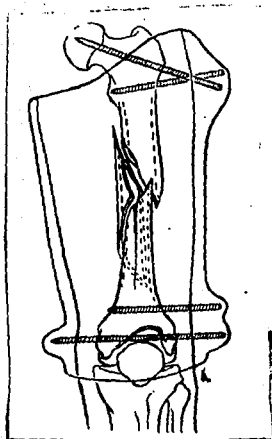


Fig 22. Teso y clavos parafracturarios para fémur.

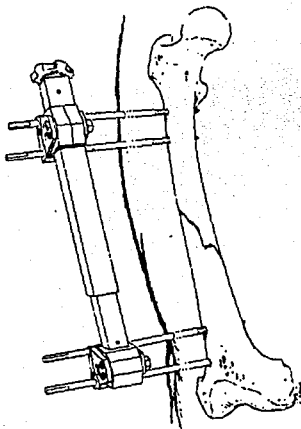


Fig 23.- Inmovilizador externo tipo Wagner.

FALLA DE ORIGEN

OSTEOSINTESIS CON PLACAS.-

Las placas son un tratamiento quirúrgico que puede ser excelente aplicando una buena técnica y una indicación correcta, pero que en el caso de fracturas femorales hay tratamientos como el enclavado endomedular que ofrece mejores resultados siendo un tratamiento quirúrgico igualmente exponiendo al paciente al mismo riesgo en quirófano.

Por sus características biomecánicas propias del diseño este no es un tratamiento adecuado para tratar fracturas femorales en general teniendo las indicaciones precisas:

Situaciones en las cuales la placa sea el único medio posible de fijación al alcance, que ofrezca la solución más adecuada al paciente, fracturas de tercio proximal y distal de femur, situaciones congénitas o metabólicas en las cuales no pueda realizarse fijado medular óseo, Fracturas de niños en crecimiento y según Rockwood fracturas expuestas grado III que no puedan ser fijadas por clavos centromedulares.

En los casos en los que decida usarse a las placas, estas son un tratamiento definitivo de las fracturas, el apoyo de peso debe realizarse hasta la evidencia radiográfica de inicio de consolidación y la deambulación asistida por 4 a 6 semanas posteriores con carga de peso gradual hasta abandonar los soportes para deambulación.

CLAVOS CENTROMEDULARES LIBRES.

Los clavos centromedulares libres para femur son un tratamiento quirúrgico que ofrece una solución casi ideal a las fracturas femorales pero no a todas reduciendo sus indicaciones a casos específicos.

Por sus características y en su indicación correcta y con una técnica de aplicación correcta este puede ser uno de los mejores tratamientos actualmente usados. La forma más perfecta de realizarlo sería con la utilización de el método a foco cerrado el cual ofrece mejores expectativas por la escasa lesión de partes blandas lograda y por lo tanto la desvascularización mínima que debería ser indicación de casi todas las fracturas, pero el método abierto es simple y fácil de realizar puesto que no necesita de instrumental especial ni estudio de gabinete o intensificador de imágenes como el a foco cerrado por lo cual el segundo puede estar fuera del alcance de muchos cirujanos.

Las indicaciones de método abierto o cerrado son: Fracturas de trazo transversal u oblicuo corto ubicados de 2 a 3 cm por debajo del trocánter menor a fracturas por encima del área supracondilea 6 a 8 cm de esta, si se decide como tratamiento quirúrgico único, el apoyo de peso -

FALLA DE ORIGEN⁸²

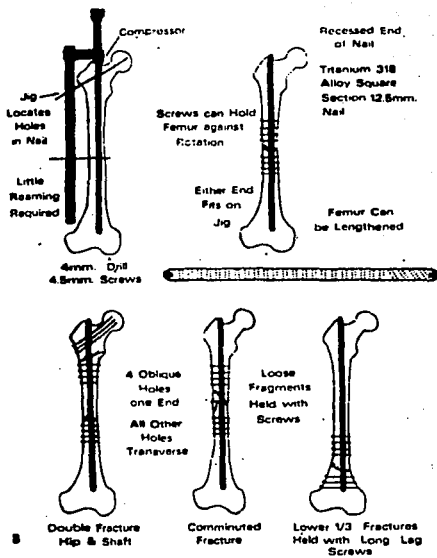


Fig 24.- Clavo centromedular de Hunkstep,
bloqueado maciso.

FALLA DE ORIGEN

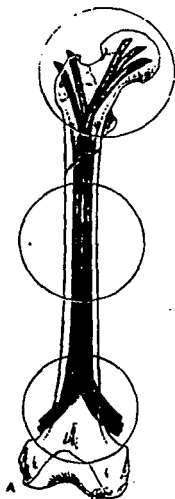


Fig 3.- Clavon centromedulares libres Tipo Enders.

FALLA DE ORIGEN

84
FALLA DE ORIGEN

puede iniciar en cuanto el dolor lo permita y la rehabilitación inicia desde el primer día del postoperatorio, el apoyo en un unco asistido por retirarse por completo en teoría en las siguientes 2 semanas .

CLAVOS CENTROMEDULARES BLOQUEADOS .-

Los clavos centromedulares bloqueados son una opción para tratamiento con indicaciones específicas, por sus características puede ser utilizado para casi todas las fracturas a lo largo de la diáfisis femoral. Sus principales acepciones son estabilidad y restitución primaria de la función del miembro. Su colocación en femur puede ser a foco cerrado o abierto, siendo preferible su colocación a foco cerrado por la mínima lesión a partes blandas y desvascularización mínima lograda y algo que es crucial para fracturas comminutas evita su despediculación. conserva por casi su totalidad la vascularidad de los fragmentos óseos de la fractura sin importar su trazo al ser a foco cerrado, en el caso de el foco abierto esta debe ser una primicia de tratamiento al realizar el proceso quirúrgico " no desperiostizar " para mejorar la evolución de la fractura.

las indicaciones de este tipo de implante son:

Fracturas ubicadas en tercio proximal, subtrocantericas y fracturas supracondíleas, fracturas de trazo oblicuo largo oblicuo, con presencia de terceros fragmentos en alas de mariposa unico o doble, sean estas diafisarias o subtrocantericas o tercio distal, fracturas segmentarias, en algunos casos de perdida osea, alargamiento oseo, acortamientos, diafisectomias, fracturas comminutas diafisarias y se han llegado a tratar fracturas supracondíleas femorales y de base de cuello femoral con algunas modificaciones de diseño.

Este es un tratamiento que en apariencia es casi universal para el tratamiento del femur lesionado pero no es así quedando a criterio del cirujano los casos de uso de acuerdo a su experiencia.

En caso de utilizarlo el apoyo de peso es casi inmediato en cuanto el dolor lo permita y la consolidación osea se consigue regularmente de 8 a 12 semanas posteriores al acto quirúrgico, algunos autores reportan un tiempo de curación a las fracturas más sencillas de hasta 6 semanas .

Bibliografía consultada: 1, 2, 5, 6, 7, 8, 9, 12, 13, 15, 16, 22, 28, 34, 35, 37, 44, 46, 39, 47.

COMPLICACIONES DE FRACTURAS

FEMORALES

FALLA DE ORIGEN

COMPLICACIONES DE LAS FRACTURAS FEMORALES.-

Las fracturas femorales presentan diversas complicaciones muchas de las cuales comprometen la vida del paciente o de la función o viabilidad de el miembro. Las complicaciones potenciales inmediatas abarcan : La muerte por Shock hipovolémico, embolia grasa y la sepsis.

Todas estas complicaciones de grave manera la vida del paciente y deben ser tratadas de manera inmediata y detectadas oportunamente.

Las causas de deceso en estadios posteriores se presenta por causa básica de una inmovilización prolongada y sus propias de esta condición, en pacientes en edad avanzada frecuentemente por neumonía y en otros pacientes por embolia pulmonar o por la presencia de descompensación de patologías metabólicas presentes antes del padecimiento .

La fractura de un diafisis femoral puede provocar una hemorragia local de 1,500ml a 2,000 ml; lo que predispone a un estado de shock hipovolémico, pero es un riesgo controlable con un adecuado aporte o soporte hemodinámico desde el ingreso del paciente a la sala de urgencias. por otra parte esta hemorragia se autolimita por la formación de un coágulo local y por efecto de los procesos naturales de hemostasia o coagulación. Cuando un estado de hipovolemia es persistente debe pensarse de inmediato en una laceración vascular de la zona o en una hemorragia en otro sitio. Unicamente el 3 a 5% de las fracturas femorales se asocian con lesión a vasos de gran calibre, debe tomarse en cuenta también que las vas grandes causas de ruptura vascular periférica es la infección para decidir la conducta a seguir con dichos pacientes, la lesión vascular tiene prioridad sobre la fijación de la fractura de primera instancia.

La estabilidad en estos casos debe ser lograda por medio de una tracción esquelética o un aparato de fijación externa como manejo inicial.

EMBOLIA GRASA.-

Para de Palma no existe el síndrome de embolia grasa como tal sino un síndrome de insuficiencia respiratoria posttraumático, que es respuesta metabólica secundaria al trauma y Shock. Existe una alteración en los mecanismos de coagulación que son asociadas a un traumatismo grave que a las fracturas, ciertamente hay un aumento de el establis no grasa y la presencia de un aumento de quilomicrones en la circulación que producen embolos grasos, pero esta es respuesta metabólica al trauma normal. En estudios de necropsias de pacientes adultos con embolia grasa como diagnóstico clínico de muerte, no pudo demostrarse de manera clara que esta fuera la causa de insuficiencia pulmonar u desencadenó la defunción. En muchos casos se asocio un síndrome conocido como Neu

monia posttraumática, el cual puede resentarse hasta tres semanas posteriores al trauma y consiste en contusión extensa del tejido pulmonar no detectable clinicamente de inicio, pero que por presencia de microtraumas en la parenquima este se vuelve progresivamente infuncional, dando síntomas tardíos.

Los síntomas de inicio son confundidos con frecuencia con los datos de embolia grasa, pero su evolución es mucho más torpida y letal. Tiene una diferencia crucial que da el diagnóstico diferencial entre ambos y la falta de lateración del estado de conciencia del paciente, esto puede ser detectado en presencia de trauma craneano.

Hay formas subclínicas de el síndrome de embolia grasa que puede cutáneo puramente, cutáneo pulmonar y cutáneo cerebral y las no reconocidas clinicamente. El diagnóstico se hace de forma clínica básicamente y se comprueba por pruebas de gases con resultados de una PO₂ arterial menor a 50mmHg y un estudio radiográfico de tórax que presenta imagen de referida por salter como "tormenta de nieve" o tal vez sería más correcto decir de "vidrio despulido". En pacientes politraumatizados o polifracturados debe vigilarse estrechamente la función pulmonar y el estado de conciencia y ante cualquier cambio en los mismos debe pensarse en esta entidad, e iniciar estudios diagnósticos y una terapéutica inmediata en una terapia intensiva puesto que está en riesgo la vida del paciente. La mortalidad presente es de 50 % cuando el síndrome inicia, y no es reconocido a tiempo.

En las fracturas femorales la presencia de mismo puede llegar a ser hasta del 4 %, y se encuentra en estrecha asociación o mejor dicho este porcentaje aumenta con la presencia de fracturas ipsilaterales tibio femorales o asociación de fémur con fractura de otro hueso largo de la economía. Una manera descrita para la prevención de este síndrome es: manejo amable de los miembros lesionados y una inmovilización efectiva de los mismos, Restitución efectiva y urgentes del volumen sanguíneo posterior al trauma, vigilancia estricta del paciente, pensar en el síndrome para poder detectarlo a tiempo e iniciar su manejo precoz.

Sepsis.-

Esta complicación es propia de fracturas expuestas femorales especialmente las que de alguna forma presentan comunicación con la región peritoneal, grandes expuestas asociadas a pérdidas extensas de tejido óseo y de partes blandas, asociadas a lesión dérmica extensa, fracturas por PEF de alta velocidad o por perdigones más frecuentemente que las de baja ve

FALLA DE ORIGEN

lidad, por la baja o escasa lesión de partes blandas presente en estas. Un riesgo que siempre debe tomarse en cuenta es en las pequeñas exposiciones es el riesgo de una infección por anaerobios o por clostridium tetani. Ambas son complicaciones graves de las fracturas femorales pero que deben ser tomadas en cuenta siempre.

HIPERTERMIA MALIGNA.-

Esta es una complicación que puede presentarse en cualquier paciente que es expuesto a un riesgo quirúrgico. Es un padecimiento autosómico dominante que ocurre cuando está presente a muerte súbita posterior a traumatismo o proceso anestésico (1 en 10,000) con anestésicos como la succinil colina o el halotano.

Esta presente más frecuentemente en adultos jóvenes sometidos a un proceso quirúrgico de urgencia o electivo. El cuadro clínico está caracterizado por rápido desarrollo de acidosis, hipercapnia, alteraciones hídricas y electrolíticas, supercontractilidad muscular y aumento incontrolable de la temperatura durante el proceso anestésico.

La causa parece radicar en una alteración del músculo para controlar el calcio en su medio interno provocando esto diversas reacciones catabólicas que llevan a la pérdida de el control metabólico y muerte del paciente.

Esta condición es mencionada por la potencial presencia en pacientes con fracturas femorales, los cuales serán expuestos a un proceso anestésico necesario para la fijación quirúrgica de la fractura, debe tenerse en cuenta este riesgo latente.

LESION VASCULAR DE GRANDES VASOS.-

Esta complicación representa únicamente el 3% de todas las fracturas femorales. Representa una causa frecuente de muerte por shock hipovolémico si no es reconocida a tiempo y tratada de manera adecuada.

La isquemia posttraumática puede deberse a tres causas:

- A).- Laceración arterial total o parcial.
- B).- oclusión arterial por trombosis interna.
- C).- Síndromes compartimentales y de machucamiento.

La primera causa es debida en fracturas femorales más frecuentemente a lesiones parciales o totales vasculares debidas a proyectil de arma de fuego. La segunda causa es debida a factores inherentes a los productores de la fractura, de los cuales se conocen dos mecanismos de la

FALLA DE ORIGEN

si3n arterial. El primero es la lesi3n directa por desgarre provocado por espigas 3seas de la fractura, que puede lesionar en forma completa secci3n parcial o unicamente un desgarro vascular. Esta ultima condici3n puede provocar unacompliaci3n no inmediata pero si posteriores puesto que estas predisponen o provocan fistulas arteriales y aneurismas.

el el caso de las laceraciones completas estas por la naturaleza de la lesi3n ocurre una oclusi3n espontanea por acci3n vasoespastica, lo cual no sucede en las parciales y provocan grandes hemorragias.

El otro mecanismo es la lesi3n por avuls3n que puede ser de el cuerpo 3co o de un grupo muscular insertado en este estas igualmente pueden ser totales o parciales.

Existe un tercer fact3r causal de lesiones vasculares y esta es el trauma quirurgico, que puede presentarse en cualquier proceso quirurgico.

La oclusi3n vascular puede estar presente posterior a grandes traumas quirurgicos o a grandes traumas de le miembro y es una complicaci3n tardia, mas frecuente mente asociada a paciente de edad avanzada o con grandes traumas del miembro, la incidencia de este tipo de problemas en lesiones femorales es bajo pero es una buena raz3n para el uso de anticoagulantes como manejo postoperatorio y disminuir aun mas el riesgo de su presentaci3n.

La presencia de s3ndromes compartamentales es poco frecuente en fracturas femorales y solo en casos de grandes machacamientos podria producirse compromiso vascular por esta causa.

LESIONES 3SEAS ASOCIADAS.-

El 5% de las fracturas femorales esta asociada a con luxaci3n de la cadera o lesi3n del cuello femoral. En su mayoria estas lesiones no son detectadas por ser exploradas unicamente regiones distales femorales olvidandole regi3n de la cadera. Es necesario regularmente realizar la osteosintesis de la fractura antes de realizar el proceso de reducci3n eso es cierto regularmente cuando la fractura es de tercio proximal la luxaci3n es nociva y la fractura mediodistal o de tercio proximal. Cuando se presenta una fractura de cadera conjuntamente con la distal femoral sera necesario realizar ambos procesos en una sola sesi3n desde posible para iniciar de manera pronta la rehabilitaci3n del paciente. Se utilizan tratamientos combinados para solucionar dichos casos cuando son presentes, por ejemplo de Balma funcional utilizaci3n de clavos de Howles y otros conjuntamente.

Puede haber sociedad en tres lesiones de rodilla: ligamentarias, rotulianas o en el menor de los casos de meniscales asociadas a fracturas femorales. estas lesiones son de regular tratamiento quirúrgico para tratar ambos casos fracturarios para una pronta rehabilitación temprana del paciente, este tipo de lesiones suele ser frecuente y no diagnosticada de inmediato.

La rodilla flotante, lo cual se entiende por fractura diafisaria femoral y diafisaria tibial ipsilaterales (llamada así por la pérdida del soporte proximal y distal de la rodilla) representa el 14% de las fracturas asociadas a lesión tibial para Connolly.

Connolly trata a sus paciente con tratamiento cerrado para ambas fracturas teniendo solo 5% de retardo de consolidación para su serire, recomendando este tratamiento para este tipo especial de situación, en nuestro caso observamos que es una indicación quirúrgica absoluta para iniciar una rehabilitación temprana del paciente.. estas condiciones deben ser consideradas, detectadas a tiempo para su tratamiento adecuado.

COMPLICACIONES DEL TRATAMIENTO..

Las complicaciones del tratamiento son variadas y dependen del tipo del mismo. Los objetivos de tratamiento deben ser lograr consolidación de la fractura, establecer la longitud y alineación de miembro cercana a cercana a la normalidad. las complicaciones posteriores posteriores a tratamiento son las condiciones de consolidación viciosa : varo, valgo ante o retrocurvatum, posiciones en rotación interna o externa y los acortamientos, los cuales deben y pueden ser evitados desde el momento de aplicación del tratamiento y corregirse al aplicar el implante. posteriormente la única manera regular de descubrir estas alteraciones es el aspecto vis al que muchas veces el radiografico no es suficiente las consecuencias de las consolidaciones viciosa son alteraciones de la función del miembro, que frecuentemente deben ser corregidas con osteotomías.

Los problemas que presentan los implantes regularmente son dos su insuficiencia desde el momento de su aplicación lo cual no debe ser peritido y su aflojamiento posterior durante la evolución del postoperatario tardío. La causa básica de esta falla es la mala indicación del implante o una mala técnica de aplicación. Otra situación que puede hacerse presente es la fractura por estrés en zonas fuera del implante ale

dañas inmediatas al mismo siendo esto cierto en el caso de las placas aplicadas en femur en tercio distal o proximal al asociar una placa rígida y el hueso elastico lo cual somete a este ultimo a estres no natural para el mismo ó visceversa la ruptura del implante por fatiga del mismo al no oportar las fuerzas a las que es sometido siendo esto cierto para placas y para clavos del tipo que sea dandose esto por fatiga de material.

La Pseudo artrosis es provocada mas por el cirujano que por la lesión misma que provoco la fractura. Esto es cierto para los tratamientos quirurgicos que provocan una desvascularización ósea extensa así como para aquellos demasiado rígidos por representar situaciones no naturales de curación a las que son sometidas las fracturas femorales y alteran la consolidación ósea normal, lo mismo sucede con las elecciones de tratamiento que resultan insuficiente y que por lo tanto no estabilizan de una manera adecuada la fractura y son productores de pseudo artrosis por lo tanto un pseudoartrosis es responsabilidad del cirujano mas que por cuestiones biologicas de curación.

Las infecciones de las fracturas de femur fuera de las expuestas en su mayoría son provocadas igualmente por una mala tecnica quirurgica la cual debe ser cuidadosamente observada de la misma forma que el mal manejo amable de los tejidos provocara de la misma forma en gran medida esta complicación.

Las osificaciones heteróticas son una complicación tardía de tratamiento que puede ocurrir en un 26% de los pacientes tratados de fracturas femorales sinodó su aparición en cadera en estos casos, esto se explica por el depósito de materia ósea posterior al retido para la colocación de clavos centromedulares y que funcionara como injerto a ese nivel, no hay condiciones especiales para la aparición unicamente estas pudiendo aparecer en cualquier tipo de paciente.

La refractura posterior al retiro de un implante es una complicación propia del tratamiento con placas puesto que estas al suplir al lugar de peso provocan una curación debil que al retirarse el apoyo si no se realiza asistido puede presentarse ocurriendo en el 10% de los pacientes tratados por este metodo.

Bibliografía consultada: 1, 2, 3, 4, 6, 7, 10, 13, 14, 22, 25, 26, 27, 30, 32, 33, 34, 35, 40, 44, 45, 48.

FALLA DE ORIGEN

CLAVO CENTROMEDULAR FIJO A PERNOS

TIPO COLCHERO

CLAVO CENTROMEDULAR MACISO FIJO A PERNOS TIPO COLCHERO.

El clavo centromedular maciso fijo a pernos tipo colchero varia en sus características de otros clavos centromedular fijo a sistemas bloqueo antes como pueden ser el clavo Russel Taylor o Hunckstep.

Este es un sistema de implante centromedular que consiste en un clavo macisocilindrico forjado en acero 316 L VM con un diametro para femur de 11,3 y 12,3 mm con longitudes diferentes que varían de acuerdo a la ubicación de la fractura y estatura del paciente utilizándose el mac adecuado a estas. Se halla fabricado en nueve numeros o tallas y se describen a continuación:

- CLAVOS PARA FEMUR.-
- Nº 1= 36cm de longitud
 - Nº 2= 36 cm de longitud
 - Nº 3= 36 cm de longitud
 - Nº 4= 36 cm de longitud
 - Nº 5= 36 cm de longitud
 - Nº 6= 37.5 cm de longitud
 - Nº 7=39 cm de longitud
 - Nº 8= 40,5 cm de longitud
 - Nº 9= 42 cm de longitud

El clavo esta perforado por tres pares de orificios ubicados en tercio proximal medio y distal de el eje mayor del clavo, colocados a diferentes medidas entre los pares medio y distal con respecto de los proximales de acuerdo a las medidas o numeros del clavo, que tienen esa ubicación para adaptarse a diferentes tipos de fracturas.

El orificio 1 esta a 2cm de el borde proximal del clavo el orificio numero 2 a 2,5cm del numero 1. Respecto a los orificios 3,4,5,6 forman un conjunto equidistante de acuerdo al número del clavo; en el clavo número 1 el orificio número 3 esta a 2,5 cm del 2, el clavo dos tiene la distancia de 5 cm entre ambos y así sucesivamente aumentando cada 2,5cm.

En el clavo número 9 el orificio 6 esta al borde del final del clavo. los espacios entre los orificios 3 y 4 es de 2,5 cm y entre los orificios 5 y 6 es igualmente de 2,5 cm, todos los orificios son circulares, el espacio entre los orificios 4 y 5 es de 12,5 cm.

El ideal de estabilidad se logra colocando los 6 bloqueos planeados para el implante.

El borde proximal del clavo tiene una muesca a cada lado, que se adapta a unas pestañas del extractor y una ranura central interna donde se aloja el tornillo del extractor. Este es el sig

tema de fijación al clavó para impactarlo o extraerlo y es el que lo unifica al sistema de la regleta para ubicar los orificios una vez colocado en el canal medular.

El extremo distal de todos los clavos es en punta de bala, para facilitar su deslizamiento dentro del canal medular. En la punta presentan una pequeña quedad central que sirve para guiar al clavó con una rima delgada en cirujías a foco abierto colocada a de manera retrograda en canal medular proximal hasta piel en el glúteo, e inducir al clavó dentro del canal medular siguiendo a esta.

El perno es de 4 mm, correspondiendo al diámetro de los orificios del clavó. Los pernos consisten en cilindros de 4 mm de diámetro, con extremo distal en forma de bala y un extremo proximal con rosca de 6 mm con cabeza de entrada allen hexagonal, la rosca es de tipo autobrocante.

La longitud menor de estos es de 25 mm y la mayor de 100 mm aumentando de 5 e 5 mm, el material de fabricación es el mismo del clavó.

Existe una regleta magnificada la cual sirve para la elección del clavó preciso para el tipo de fractura y tamaño del cuerpo óseo. Esta regleta es de material plástico transparente y se encuentra adaptada para radiografías tomadas a un metro del chasis.

Consta de tres columnas separadas y alojadas de proximal a distal, como los clavos. La columna de la izquierda es para los clavos de fémur la del centro para los de tibia y los de la derecha para los de húmero. En ella se reproduce los números de los clavos, su longitud y la situación de los orificios, de tal forma que cuando la regleta se coloca en una radiografía que tenga los dos extremos del hueso, nos indicara cual es el clavó mas adecuado al caso, por numero y ubicación de los orificios ubicándolos exactamente donde queramos que estos queden; combinando los proximales y distales, proximales y mediales, mediales y distales y los 6 orificios de acuerdo al foco fracturario, o a la estabilidad deseada, en los casos de fracturas segmentarias sería preferible por ejemplo bloquear los 6 orificios.

El instrumental se encuentra constituido por una torreta cilindrica atravesada en su polo inferior con un cilindro hueco que se adosa al desarmador del impactador extractor y este desarmador al clavó, en perfecto ensamble en su polo medio se haya una perforación oblicua a su eje mayor mas elevada en su polo anterior que el posterior siguiendo la dirección del cilindro inferior o sea el eje de alcañal del clavó en este orificio se deja la regleta localizador pasado con esa angulación.

para seguir el diseño del clavo de tibia y la facilitación de la colocación de éste al librar la rotación de rodilla y seguir la forma anatómica de la tibia donde ingresa la angulación es de 30 grados, 2.5 cm por encima de este se encuentra uno perpendicular al eje mayor de la regleta y en su eje superior del mismo que sirve para alojar la regleta localizadora para femur.

La regleta localizadora para femur queda bloqueada por medio de un tornillo lateral unido a la torreta y a unas ranuras halladas en la regleta la cual se encuentra marcada de acuerdo al número de los clavos correspondiendo una ranura específica a cada número de clavo marcado en la regleta. Esto está en coordinación a nueve orificios ubicados a lo largo del cuerpo de la regleta y que corresponden a los orificios del clavo, los orificios se encuentran localizados en grupos de tres, proximales mediales y distales respectivamente en la regleta.

Estos orificios dan cabida a camisas guía para las brocas de medidas 4mm y 5.5mm, las camisas son dos cubriendo la menor dentro de la de mayor calibre y esta a su vez dentro de los orificios de la regleta.

Al colocar el número específico de clavo en la torreta de acuerdo a la regleta, esta corresponderá a los orificios del clavo de ese número con sus propios orificios.

el cilindro que da cabida al desarmador tornillo que tra adésado al clavo tiene unas pestañas de coordinación a las ranuras del clavo para estabilizar el mismo.

Existe un tope que se colocara en el cilindro de fijación al clavo y que sirve para evitar que el clavo se inserte demasiado en el cuerpo óseo, este consiste en un cilindro de tres centímetros de longitud que cubra esta porción de la torreta.

Las brocas utilizadas son de 5.5 mm para la cortical visible al cirujano y de 4 mm para la cortical contraria, siendo estas brocas largas.

Las indicaciones específicas para el clavor son fracturas inestables de trazo oblicuo largo, espiroideas, segmentarias, en alas de mariposa, multifragmentarias y comminutas, pseudoartrosis, osteotomías acortamiento y alargamiento femorales.

La estabilidad del sistema se logra al fijar los pernos al hueso y al clavo en los orificios proximal y distal o medial o ambos en el hueso intacto en sus porciones proximal o distal.

Cuando se somete al miembro lesionado a la marcha que es el momento que recibe mayor carga, la distribución de fuerzas es de la manera siguiente:

Las fuerzas llegan a la parte proximal del hueso sin influencia en el clavo pues este esta libre en esa región. Posteriormente pasa al hueso, pernos, clavo y hueso que rodea a los pernos. Después esta fuerza se distribuye de manera diferente, según retratee de un trazo de fractura transversal, con contacto interfragmentario donde las fuerzas llegan de manera igual al clavo y al hueso o bien un trazo oblicuo largo, espárido, continuo o perdida osea en donde la craga es total para el clavo. De ahí en la porción distal son recibidas por los pernos el hueso que la rodea y el clavo y posteriormente pasa solamente al hueso.

Esto hace pensar que el sistema funciona como una placa modular muy resistente que como un clavo centromedular.

Se realizaron pruebas biomecánicas en clavos fijos a femures modelo de extracción reciente de cadaver. fijos únicamente por dos pernos proximales y dos distales a la perdida osea que se había realizado a las diafisis femorales siendo esta de dos centímetros. Se montaron los huesos en una prensa programable en ciclos y cantidad de carga.

Los estudios se llevaron a cabo con cargas crecientes posteriores a la colocación de tensiometros, colocando los modelos en posición funcional, se mantuvo la craga por periodos similares con 60 ciclos por minuto.

Los movimientos encontrados fueron los de flexión y cizallamientos, siendo ambos micromovimientos, los rotatorios estan anuladas.

Los movimientos de flexión que se encontraron fueron de acercamiento dependiendo de la magnitud de la fuerza por ejemplo a 190dN (dinás) el acercamiento fue de .5mm, esto se traduce como presión intermitente interfragmentaria, dada por cada paso del paciente, esto hace inutilizarnizar el sistema.

Los movimientos de cizallamiento aparecieron por deslizamiento de un fragmento sobre otro, en pruebas de ar de 3,600 ciclos con aumento progresivo de cargas. El movimiento hallado fue de 0,19mm a 200dN por lo que este es un micromovimiento, estimulante de la formación de callo óseo.

La carga de peso reportada para el clavo fué de 45 a 50 % en promedio para los casos en los que hay contacto óseo, y del 100 % para cuando no lo hay (fracturas continuas por ejemplo), fueron pruebas dinámicas en ciclos y aumento progresivo de peso.

Se realizaron pruebas de fatiga para probar la elasticidad del sistema iniciando la prueba con 150kg a 60 ciclos por minuto aumentando de 50 en 50 kgs. la prueba mas larga fue de 70,000 ciclos (igual a tres meses de marcha) en otra prueba se llevo a 450 kg a 450 ciclos, en ambas hubo fatiga y fractura ósea pero no del implante. en tres meses el paciente

te a formado puentes oseos entre los huesos fracturados y no se cediera la fractura ósea.

Posteriormente se realizaron dos pruebas de fatiga referente una con el clavo en posición... y flexión directa y en las segundas en posición fisiológica.

En flexión directa se efectuaron estudios comparativos con huesos íntegros y fracturados con osteosíntesis con los clavos Kuntzschler fijos a tornillos y colchero fijo a pernos mismo diámetro ambos.

El clavo hueco se deformó a 104 kg. y con el clavo macizo se fracturó el hueso a 275 kg pero no el implante.

En las pruebas de compresión se comparó hueso íntegro y con el clavo el hueso íntegro tuvo menos resistencia y con el clavo las pruebas se llevaron hasta 700kg, lo que nunca se presenta en un individuo.

En las pruebas de torsión no se encontró la misma pero la fractura ósea se presentó a cargas de 350 kg sin lesión al implante.

Pruebas de rotura en posición fisiológica la carga de rotura fue de 400 kg para el hueso sin lesión al implante igualmente.

En el caso en que se realizaron múltiples orificios al implante a lo largo de su eje mayor la ruptura se produjo a 350 kg para el clavo no para el hueso esto demuestra que los orificios continuos debilitan mucho al clavo.

En los casos de compresión axial se comparó a clavos Grosse-Kempf y Klemm-Shellman en situaciones similares por Kenneth Johnson encontrando los siguientes resultados: Los clavos G-K se rompió a 2650N sin rotura del hueso, lo cual corresponde a 2.7 veces el peso del cuerpo de un hombre de 70 kg, en un clavo de 15mm utilizado.

Los clavos de K-S de 15 mm igualmente tuvieron rotura a los 2.277 N como promedio que corresponde a 3.07 veces el peso de un hombre de 70 kg la fractura fue del material no del hueso como en el caso de G-K.

Recordarse que el clavo colchero tiene una medida de 12.3 para fémur y que la rotura ocurrió a los 4.097 N (400 kg) para el hueso no para el implante. Esto indica la resistencia mayor del clavo colchero comparado con los implantes de Grosse-Kempf y Klemm-Shellman, la diferencia en N entre el clavo G-K y colchero es de 1447N (35 kg) y entre colchero y K-S es de 1797N (36.2) la cual sería más notoria si el clavo tuviera un diámetro de 15 mm.

Los pernos sufren fuerzas cizallantes las cuales actúan estos en el implante colocado esa es parte de su función.

FALLA DE ORIGEN⁹⁶

Fueron sometidos a carga hasta su rotura la cual ocurrió con cargas superiores a los 2000 Kg, lo cual nunca ocurre en individuos que tengan implantes a menos que sufran un traumatismo.

Es de hacer notar que las fuerzas de cizallamiento ocurren únicamente cuando se colocan en hueso intacto, al colocarse en hueso fracturado o si uno de los pernos no atraviesa una cortical las fuerzas son de flexión y la resistencia menor.

Para fracturas subtrocantericas existe una variante del implante que consiste en un clavo corto de 25 cm de largo y cuatro orificios con las mismas propiedades que los clavos normales y con resultados excelentes y sin lesión del cuerpo óseo completo.

La técnica de colocación entendiéndose el sistema y realizando el arado del clavo en su regleta antes de su inserción comprobando la exactitud de la correspondencia de los orificios de la regleta con los del clavo es sencilla, la técnica puede realizarse a foco cerrado o abierto siendo preferible para las grandes comminutas la técnica cerrada.

El abordaje utilizado es el abordaje para gluteo descrito en el capítulo de abordajes quirúrgicos y el abordaje posterolateral para muslo igualmente descrito en este capítulo.

TECNICA DE COLOCACION

Se necesitara para colocar el clavo colchero, primero, un paciente con fractura femoral que sea indicación para la colocación de el clavo, un quirófano equipado, un equipo de médicos anestesiólogos, un equipo de médicos traumatólogos ortopedistas entrenador en el sistema, un equipo general de ortopedia, un equipo complementario de ortopedia, un equipo de colocación de clavo colchero, rimas rígidas de los números 7 a 16 mm, o un equipo de rimas flexibles de los mismos calibres, clavo colcheros de fierro de diferentes calibres o el elegido para el paciente, munición iniciador, retractor de piel, intensificador de imágenes, aspirador neumático, sonda neonon de calibre 12f, perforador neumático, eléctrico o manual, brocas de medidas 4mm y 5.5 (5/32 y 7/32), clavos de acero de calibres 1/8 y 5/32, soportes laterales para el paciente, soluciones fisiológicas, brillo, un sistema de drenaje-succión, control de 1/2 pulgada (2), suturas de vicryl de número 1 y "00", Nylon del "00" o "000" gasas esteriles, compresas, microporo, herjui, algodón y vendas, equipo de asepsia, isodiné espuma y una enfermera circulante eficiente.

Teniendo todo lo anterior podemos iniciar el tratamiento de nuestro paciente con la técnica quirúrgica que se describe,

En quirofano, con el paciente en decúbito lateral sobre el lado sano, bajo anestesia decidida por el equipo de anestesiología (que regularmente es bloqueo peridural) se realiza lavado del miembro afectado con isodine espuma con el miembro en levación, de manera exhaustiva, posterior al lavado y vestido del equipo quirúrgico y comprobación de el instrumental decuado y completo y a la existencia del implante a colocar adecuado a la cirugía a realizar y propio del paciente se procede al vestido del paciente con técnica estéril y de manera habitual.

Se localiza la zona de fractura y se procede a realizar el abordaje en esa zona, el abordaje utilizado debe ser el posterolateral para muslo descrito en otro apartado de este trabajo. Una vez realizado de manera cuidadosa el abordaje y expuestos los cabos fracturarios, se procede a limpieza del cabo proximal fracturario con desperiostización mínima y se procede arimado con rimas rígidas o flexibles iniciando con el calibre menor (7mm) llevándolo hasta romper o realizar un orificio en zona trocanterica al lado interno del trocanter mayor, que es el lugar donde resultara la rima o perforara siguiendo la guía del canal medular se continua el rimado de manera similar hasta el calibre 13mm y se procede a probar la permeabilidad del canal al clavo insertando una parte de este de manera retrograda, si la permeabilidad no es completa o el clavo ingresa de manera forzada se rima un calibre mas o hasta conseguir la permeabilidad, sin llegar mas allá de 15mm en cabo proximal.

Posteriormente se procede a limpieza y desperiostizado mínimo de cabo distal y a rimado iniciando de nuevo con el calibre menor y de manera mínima en profundidad pues en esta zona distal el canal se amplía de manera generosa, llevando el rimado hasta el calibre que permita la permeabilidad del canal medular al clavo que regularmente en cabo distal no es mayor de 13mm, pero suele suceder que por las curvaturas normales femorales puede llevarse hasta 16mm para permitir el libre paso del implante, en este momento debe tenerse cuidado de por una curvatura muy amplia producir una falsa vía, complicación frecuente en los casos a foco cerrado y en pacientes de baja estatura. Posteriormente se procede a colocar una rima de bajo calibre en cabo proximal dentro del canal medular y llevarla hasta sentirla debajo de la piel en el glúteo.

Se a realizado previamente el marcado del clavo en la torreta y corroborado correspondencia de los orificios de la regleta y del clavo con las caricias puestas y comprobando al pasara un clavo de steelman de 5.5mm a través de las caricias colocadas en la regleta y de los orificio

FALLA DE ORIGEN¹⁰⁰

del clavo. En este momento se procede a en la zona en la cual se siéte la rima debajo de la piel gl teo se realiza un corte de 1.5cm de longi tud y pasara a través de el ala rima, se afrontan rima y punta del clavo armado en la torreta y se insertan guiando la rima por afrontamiento al clavo hacia dentro del canal medular empujandolo de manera amable hasta ver su punta en el borde distal del cabo proximal, se retira la rima.

se procede a la reducción de la fractura con movimientos de afrontamiento, flexión y extensión de la extremidad. Una vez lograda la reducción se procede a la terminación de la inserción del clavo, haciendolo a través de ambos cabos fracturarios. En este momento la regleta quedara encima del abordaje y por encima del muslo en su cara lateral, se comprueba la reducción adecuada sin rotaciones o angulaciones de ningun tipo y en su caso sin acortamientos. en este momento se procedera a colocar los pernos en los orificios elegidos previamente, en el caso de los proximales, se coloca la regleta en donde esta marcado "0" y se colocaran las camisas en los dos primeros orificios de la regleta y se hace presion con ellos sobre la piel ligeramente en la zona marcada de esa manera se procede a realizar una incisión de 1cm se disecciona por planos hasta hueso se desperiostiza de manera minima y se colocan las camisas nuevamente y se impactan hasta hueso, se procede a montar en el perforador neumático una broca 4mm y se realizan dos perforaciones en las zonas indicadas por las carisas, de ser posible a través de hueso, clavo y hueso nuevamente, se procede a retirar la camisa de 4mm dejando la de 7.5mm, se monta en el perforador una broca de 5.5 y se realizan las perforaciones en numero de dos en las zonas marcadas por las carisas, se comprueba la correspondencia de los orificios en el hueso y los del clavo, aspirando con una sonda de gelatin recortada montada al aspirador a través de los orificios, una vez esto hecho, se colocan o montan los pernos elegidos en el desgranador especial para los mismos y se insertan a través de las camisas en dirección a los orificios del hueso y clavo y se fija el mismo atornillandolo al hueso por medio de su cuerda, se comprueba la fijación correcta y se procede a colocar la regleta en el numero del clavo insertado y se colocan los pernos en los orificios elegidos en el clavo sean mediales o distales, simulando el mismo procedimiento para estos, en caso de no lograr perforar la cortical con el primer intento se hace una vez localizados los orificios con los orificios hechos con la broca 5.5mm en la primera cortical. Una vez colocados los pernos deseados se procede a corroborar la estabilidad, si

está es aceptable, se procede a realizar lavado de la zona con solución fisiológica al 9% colocación de drenaje succión en la herida mayor y drenajes de pent rose en las heridas del gluteo y de inserción de los pernos se cierra de manera habitual, empaquetando las heridas con micropore y colocando vendaje de Robert Johns.

Se acaba de describir la técnica habitual abierta para colocación de el clavo bloqueado a pernos tipo colchero utilizada por nuestro servicio quirúrgico en este trabajo, habiendo muchas variables en la técnica de acuerdo a situaciones especiales puestas por cada paciente.

Bibliografía consultada: 14,15,16,17,18,05,11.

FALLA DE ORIGEN

MATERIAL Y METODOS

FALLA DE ORIGEN

MATERIAL Y MÉTODOS

En el presente estudio se tratarán paciente con fractura diafisaria de femur de trazos inestables (oblicuo largo, espiroideo, secretarias y comminutas) ingresadas al servicio de ortopedia y traumatología del Hospital General Villa de los Servicios de Salud del Departamento del Distrito Federal, siendo estas recientes al mismo y en el periodo comprendido del primero de marzo de 1992 al treinta y uno de agosto de 1992.

Con edades comprendidas entre los 18 y 60 años de edad, sin fracturas concomitantes en otros huesos que alteraran la marcha, sin enfermedades metabólicas o sistémicas que afectaran su salud aparte de la fractura, politraumatizados, sin lesiones dérmicas en el miembro, sin exposición o datos de lesión vascular o nerviosa.

Se utilizó para su tratamiento tracción esquelética como tratamiento inicial a su ingreso a piso, la cual se colocó en todos los casos transibial para evitar el riesgo de exponer la fractura, utilizando el 10 al 15 % del peso calculado al paciente para realizar la misma, estribo y piola; la tracción mínima fue de tres días la máxima de 8 días previo a su cirugía, dándose posición al miembro de flexión y ABD en cama, se utilizó para la tracción en todos los casos clavos de steinman de medida 1/8 o 5/32 dependiendo de la conformación del individuo y al peso a utilizar en la tracción.

En el servicio de urgencias antes de su ingreso a piso serán manejados con inmovilización con férula pelviobasilar utilizando vendas de yeso de 20 cm en 30 capas como mínimo y vendaje con vendas elásticas de 15 y 20 cm de anchura. Tomados igualmente estudios básicos de laboratorio comprendiendo un coagulante, tiempos de coagulación y química sanguínea completa y en los casos de pacientes mayores de 40 años electrocardiograma, de la misma forma a estos pacientes se realiza valoración de riesgo quirúrgico por el servicio de medicina interna previo al acto quirúrgico. Ningun paciente es sometido a cirugía si presentaba en los estudios de laboratorio una hemoglobina menor a 10 mg %, o alteración en los tiempos de coagulación o química sanguínea.

Todos los paciente serán programados a cirugía electiva, la selección del implante para la cirugía es el medio y elegido de acuerdo a los parámetros marcados por la técnica, utilizando la regla de colchero o planchilla para mediciones y radiografías que abarcaban ambas extremidades tomadas a un metro de distancia del chasis de la misma forma los pernos

serán reconocidos realizando medición radiográfica, para calcular la longitud adecuada al cuerpo óseo femoral a tratar.

La región diafisaria se marca con los criterios de Rockwood, quien la define como el área del cuerpo óseo femoral ubicada 2-3 cm por debajo del trocánter menor a la región 8-10 cm por encima de la zona condilar femoral.

Así mismo se utiliza la clasificación propuesta por Rockwood para las fracturas femorales, ya mencionada al principio de este trabajo.

El implante elegido para este trabajo son clavos colchero y tornos para clavo colchero para fémur de la medida elegida para cada caso especial a tratar de la misma forma el siguiente material y equipo:

- Equipo de colchero para clavos centromedulares bloqueados a pernos.
- Equipo general de ortopedia.
- Equipo de cirugía complementaria para ortopedia.
- Protector de piel y punzon iniciador.
- Rimas rígidas calibre de 7mm a 16 mm.
- Rimas flexibles calibre de 7 mm a 16mm.
- Guías para rimas flexibles.
- Intensificador de imágenes
- perforador neumático, eléctrico o manual.
- Brácas de calibre 4mm y 5,5mm.
- Clavos de steinman medidas 5/32 y 7/32.
- soportes laterales para paciente.
- Equipo de drenaje-succión de 1/2 pulgada.
- drenaje tipo Pent rose de 1/2 pulgada.
- Quirofano equipado
- Equipo de anestesia.
- Aspirador neumático.
- Sonda de Nelton calibre 12f.
- Sutura vicryl del 1 y "00" nylon del "00" o "000", catgut del "00".
- Jasas estériles y compresas.
- Tela adhesiva micropora.
- Algodón.
- vendas elásticas de 2 1/2 cm.
- Soluciones fisiológicas.
- Iodine espuma.
- Equipo de médicos anestesiólogos
- Equipo de médicos traumatólogos ortopedistas.
- Enfermera circulante.

control de la cantidad de sangrado presente en la cirugía y del tipo de anestesia aplicado, así como las probables complicaciones presentes durante la cirugía y observación perfecta de hemostasia.

A todos los pacientes se le coloca un sistema de drenaje succión en el abordaje para foco fracturario y de tipo pent rose para los abordajes de gluteo y para la colocación de los pernos ambos de 1/2 pulgada y dejados por un periodo máximo de 48 horas mínimo de 24 hrs.

A todos los pacientes se les coloca en el postoperatorio inmediato vendaje de tipo Robert Johns, que se mantuvo por espacio máximo de 48 horas y mínimo de 24 horas.

El cierre de las heridas se hizo con Sutura absorbible tipo vicryl del 1 y "00" y no absorbible del tipo nylon del "00 y 000".

Se tomaron controles postoperatorios a todos los paciente en proyecciones AP y Lat con ambas articulaciones incluidas y valoración de estos para detección de angulaciones o rotaciones o defectos en la colocación del implante.

El primer cambio de gasa se realizo como minimo a las 24 horas de la cirugía y maximo a las 48 horas.

El inicio de apoyo se da en los pacientes en cuanto el dolor lo permitio variando de 3 a 7 dias, siendo este asistido inicialmente.

Se lleva control postoperatorio por CE de los pacientes cada 4 semanas hasta la consolidación radiográfica y clinica por un periodo minimo de 12 semanas y maximo de 9 meses.

El manejo antibiotico profilactico es iniciado en el postoperatorio inmediato con cefotaxima 1 gm IV cada 8 hrs por 72 horas, retirandolo posteriormente a ese tiempo.

El control se realiza en el trasoperatorio, postoperatorio inmediato y tardio, con un criterio clinico de acuerdo a las siguientes variables:

1.- estabilidad de la osteosintesis: realizada en forma clinica en el trasoperatorio, buena si es rigida y mala si no es estable.

Y una valoración radiografica de acuerdo a los criterios de estabilidad de la técnica buena si los cumple y mala si no los cumple.

- 2.- Sangrado: este fue medido en mililitros y referido como tal
- 3.- El tiempo quirúrgico
- 4.- El mecanismo de lesión productor de la fractura.
- 5.- El lugar de ocurrencia
- 6.- la ocupación de los pacientes portadores de la fractura

- 2.- El tipo de anestésia utilizada
- 3.- la presencia de pérdida ósea
- 9.- grado de acortamiento o "
- 10.- Estancia preoperatoria y postoperatoria
- 11.- presencia de infección postoperatoria.
- 12.- consolidación.- mediante estudio radiografico seriado cada 4 semanas, clasificandolo en Bueno si la consolidación ocurrió en 12 a 16 semanas regular si la consolidación ocurrió de 17 a 20 semanas y mal si esta despues de la semana 20.
- 13.- Movilidad de cadera : se valora como buena si hay mas del 75% de los arcos de movilidad, regular si era de 50 a 74% de los arcos movilidad y mala si era menor de 50 %.
- 14.- La movilidad de rodilla se valora : flexoextensión como buena si los arcos de movilidad eran mayores del 75%, regular si era de 50 a 74% y mala si era menor de 50 %.
- 15.- Apoyo parcial.- Se considera bueno si este se realizo en los primeros 5 dias, regular si se realizo del 6^o al 15^o día y malo posterior al 15^o día.
- 16.- Apoyo total de peso.- Se considera bueno si el apoyo se inicio en las primeras 4 semanas, regular si se realizo en tre la 5a y 8a semana y malo si se realizo posterior a la 8a semana.
- 17.- Rotaciones .- se valoran rotaciones interna y externa en forma clinica con el paciente teniendo apoyo del miembro en posición erecta
- 18.- angulación .- se valoran angulaciones en varo y valgo, antecurvatura y retrocurvatura midiendolos en grados, en el postoperatorio inmediato.

Este es un estudio de aplicación clínica, prospectivo, longitudinal y descriptivo.

El muestreo realizado es aleatorio simple, la recolección de información se realizo por entrevista, observación directa, medición clinica y revisión de expediente clinico, haciendo vaciado a hoja de recolección de datos única, que engloba los caracteres a estudio.

Las herramientas estadísticas utilizadas para analisis serán Tasas, porcentajes, y razones, de igual modo serán utilizados los promedios, mediana, varianza, desviación estándar, sumatoria . utilizando para el analisis por no ser una muestra estadísticamente representativa la T de student.

La graficación se hará en base a diagramas de barras.

Los pacientes serán clasificados en grupos etáreos con rangos de clase con límite de diez años y de acuerdo a la variable nominal de sexo en masculino y femenino, el resultado de la evolución se analiza por medio de variables cuantitativas discontinuas como grados para las angulaciones o mililitros para el sangrado y otras con variables cualitativas puras en bueno mala y regular en base a una variable cuantitativa discontinua, grados de flexión y extensión.

Se manejan tres hipótesis una hipótesis de validez, una de nulidad y una alternativa:

HIPOTESIS DE VALIDEZ: El clavo maciso fijo a pernos tipo colchero es eficiente para tratar fracturas diafisarias de fémur de trazos inestables.

HIPOTESIS DE NULIDAD: El clavo maciso fijo a pernos tipo colchero no es eficiente para tratar fracturas diafisarias de fémur de trazos inestables.

HIPOTESIS ALTERNATIVA: El clavo maciso fijo a pernos tipo colchero es efectivo para tratar algunas fracturas diafisarias de fémur de trazos inestables.

Estas fueron sujetas a riguroso análisis para poder comprobarlas o descartarlas y dar validez al estudio.

Los criterios de inclusión, exclusión y eliminación se mencionan a continuación:

Criterios de inclusión:

- pacientes con fractura diafisaria femoral reciente con trazo inestable.
- edad de 18 a 60 años de edad
- fractura sucedida en el periodo de marzo a agosto de 1992
- pacientes cuya fractura sea único padecimiento encontrado a su ingreso.
- manejados inicialmente con tracción esquelética.

Criterios de exclusión:

- Exposición
- pérdida ósea
- pérdida cutánea

- enfermedad metabólica concomitante
- traumatismo en otras regiones o sistemas.
- fractura concomitante que altere la marcha
- edad menor de 18 años y mayor de 60 años
- lesión vascular o nerviosa del miembro afectado
- lesión neurológica
- Hb menor de 10mg %
- riesgo quirúrgico elevado
- enfermedades congénitas
- afecciones paralíticas o lesión medular
- pacientes psiquiátricos
- sin tracción esquelética inicial como tratamiento.

Criterios de eliminación:

- Muerte del paciente
- falta de asistencia a los controles en consulta externa de manera indefinida
- complicaciones pulmonares o cardíacas en el postoperatorio inmediato o mediato.

Bajo estos criterios quedaron incluidos pacientes de edades variadas y ambos sexos.

Bibliografía consultada: 19,20,21,31,38,41,42,

FALLA DE ORIGEN

R E S U L T A D O S

RESULTADOS.-

En el presente estudio se incluyeron 16 pacientes que cumplieron con los criterios de inclusión del mismo, siendo estos 14 hombres y 2 mujeres siendo esta en proporción de sexos una proporción de 7 a 1 de hombres sobre mujeres. El sexo masculino represento el 87.5% y el femenino el 12.5%. (GI)

La edades de los pacientes variaron de los 19 a los 49 años de edad con una media de 29.8 años y una desviación estandar de 9.8 años. El rango de clase mas afectada fue el de la tercera con una frecuencia de 8 que corresponde al 50% del total de pacientes, la segunda mas afectada fue la quinta con 4 pacientes que corresponden al 25% del total y la tercera mas afectada fue la cuarta decada con una frecuencia de tres que corresponde al 18.75% y la menos afectada fue la segunda con una frecuencia de 1 que corresponde al 6.25%. ()

El lugar de ocurrencia del accidente causal de la fractura fue en un 56.25% en la via publica que corresponde a una frecuencia de 9, en 25% en el lugar de trabajo, frecuencia de 4, y un 18.75% que corresponde a una frecuencia de 3 ocurrieron en el hogar. Con respecto al trauma o mecanismo lesional se divide igualmente en correspondencia al lugar de ocurrencia, 56.25% corresponden a accidentes con vehiculos automotores, accidentes de trabajo 25% y caidas de diferentes alturas en el hogar 18.75%. ()

La ocupacion de los pacientes se dividió como se comenta, trabajadores manuales 6 que corresponde a un 37.5%, estudiantes 4 que corresponde a un 25%, oficinistas 3 que corresponde a un 18.75%, amas de casa 2 que corresponde a un 12.5%, una persona retirada que es un 6.25% del total de pacientes incluidos en el estudio.

Con respecto a el tiempo de ocurrencia del accidente ocurrieron el 18.75% en el mes de marzo, 6.25% en el mes de abril, 12.5% al mes de mayo, Junio presento el 18.75% al igual que julio y finalmente agosto presento el 25% de los casos.

El tiempo de hospitalización se dividió en preoperatorio postoperatorio y ambos, encontrando los siguientes resultados. En el preoperatorio la estancia minima fue de 3 dias y la maxima de 8 teniendo un promedio de 5.12 dias con una desviación estandar de 1.62 dias, en el postoperatorio se tuvo una estancia minima de 4 dias y maxima de 12 con un promedio de 6 dias con una desviación estandar de 2.47 dias, el total de

C.7- DISTRIBUCION MUESTRAL POR EDAD Y SEXO.

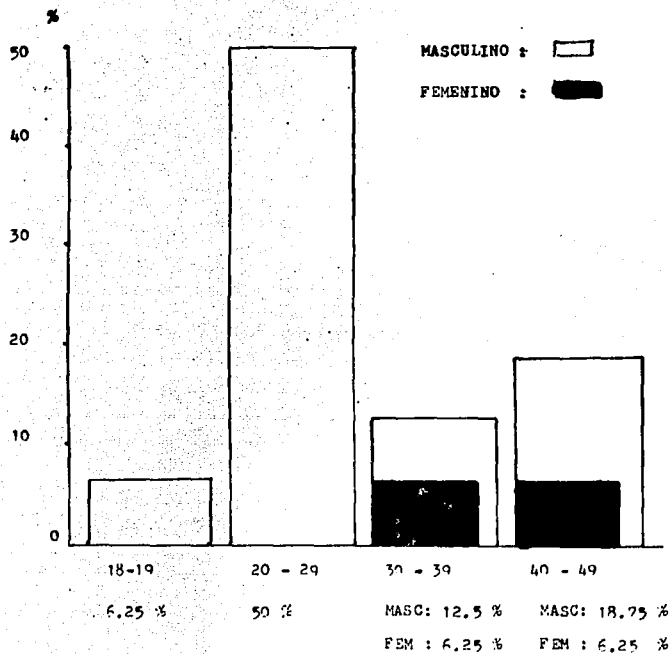
GRUPO ETAREO POR AÑOS	FRECUENCIA		PORCENTAJE		TOTAL	% total
	MASC	FEM	MASC	FEM		
18 - 19	1	-	6.25%	-	1	6.85 %
20 - 29	8	-	50 %	-	8	50 %
30 - 39	2	1	12.5%	6.25 %	3	18.75%
40 - 49	3	1	18.75%	6.25%	4	25 %
TOTAL	14	2	87.5 %	12.5%	16	100 %

FUENTE: Archivos HG villa. i

FALLA DE ORIGEN

GRAFICA No 1

DISTRIBUCION MUESTRAL EDAD Y SEXO.



EDAD EN AÑOS

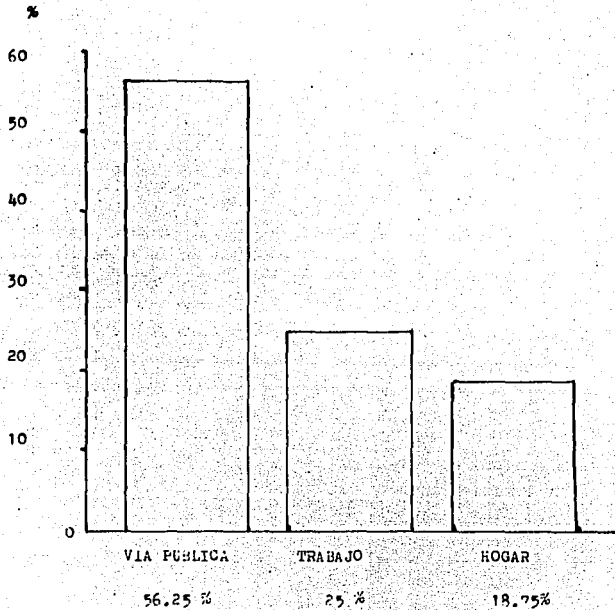
C.2. - LUGAR DE OCURRENCIA DE MECANISMO LESIONAL

LUGAR DE OCURRENCIA	FRECUENCIA	PORCENTAJE
VIA PUBLICA	9	56.25 %
LUGAR DE TRABAJO	4	25 %
HOGAR	3	18.75 %
TOTAL	16	100 %

FALLA DE ORIGEN

GRAFICA No 2

LUGAR DE OCURRENCIA DE ACCIDENTE



LUGAR DE OCURRENCIA DE MECANISMO LESIONAL

FALLA DE ORIGEN

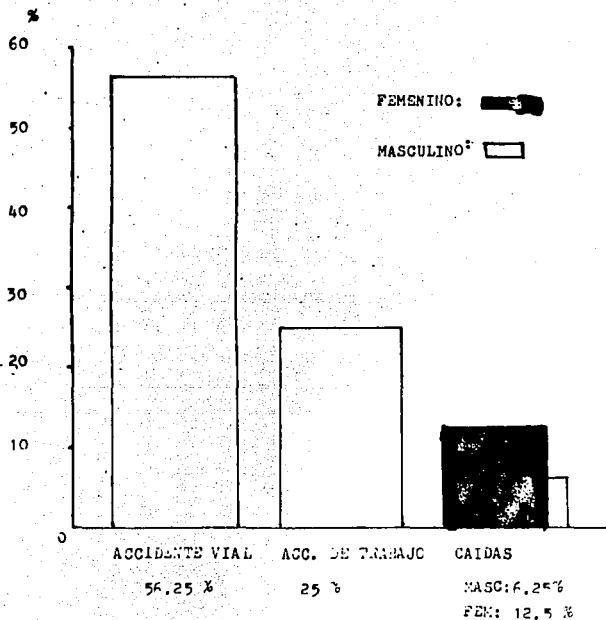
G.3- MECANISMO LESIONAL POR EDAD Y SEXO

EDAD	18-19		20-29		30-39		40-49		SUBTOTAL		SUBT. %		TOTAL %	
MECANISMO LESIONAL	SEXO	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F	M	F	
ACCIDENTES AUTOMOVIL		1	-	5	-	1	-	2	-	9	-	56.25%		9 56.25%
ACCIDENTES TRABAJO		-	-	3	-	1	-	-	-	4	-	25 %		4 25%
CAIDAS DIFERENTES ALTURAS		-	-	-	-	1	1	1	1	2	2	6.25% 12.5%	3	18.75%
TOTAL		1	-	8	-	2	1	3	1	14	2	87.5%	12.5%	16 100%
TOTAL %		6.25%		50 %		12.5%	6.25%	18.75%	6.25%	37.5%	12.5%			100%

FALLA DE ORIGEN

GRAFICA No 3

MECANISMO LESIONAL



MECANISMO LESIONAL

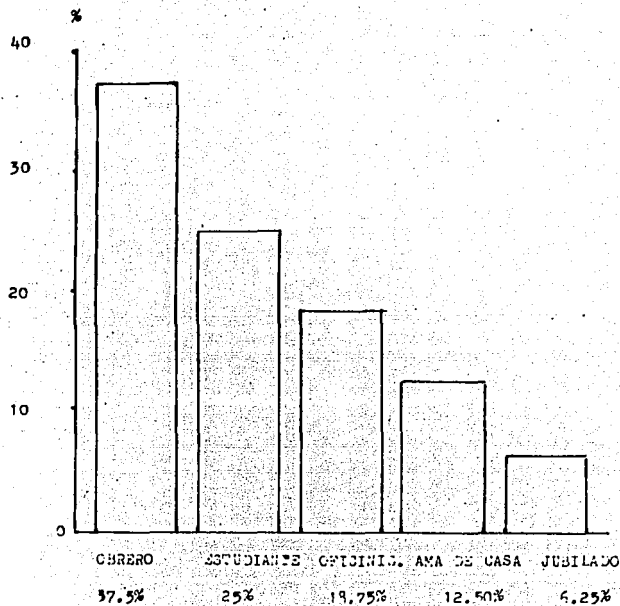
FALLA DE ORIGEN

C.4.- OCUPACION LABORAL DE PACIENTES

OCUPACION	FRECUENCIA	PORCENTAJE
TRABAJOS MANUALES	6	37.5 %
ESTUDIANTES	4	25 %
OFICINISTAS	3	18.75 %
AMAS DE CASA	2	12.50 %
JUBILADO	1	6.25 %
TOTAL	16	100 %

GRAFICA No 4

OCUPACION LABORAL DE PACIENTES



OCUPACION LABORAL DE PACIENTES

FALLA DE ORIGEN

días de estancia tuvo como mínimo 8 días y como máximo 16 días, - teniendo un promedio de 11.18 días con una desviación estándar de 3.05 días, lo cual arroja de un análisis un total de 82 días preoperatorios 96 días postoperatorios y una sumatoria total de 178 días de estancia - intrahospitalaria.

El quirofano utilizado siempre fué el quirofano 2 de nuestro hospital trabajando de manera regular el mismo equipo de cirujanos, la anestesia utilizada por el equipo de anestesia siempre fué el bloqueo peridural sin incidentes o accidentes que comentar en este proceso.

El tipo de trazo encontrado con mas frecuencia fué de dos tipos dentro de nuestra clasificación siendo estos el segmentario simple con una frecuencia de 5 y el de gran continuidad que igualmente presento una frecuencia de 5 pacientes lo que corresponde a el 31.25 % para cada uno - respectivamente fue seguido de el oblicuo con el 18.75%, en alas de ma riposa con el 12,5 % y finalmente el espiroideo con un 6.25%, correspondiendo sus frecuencias a 3, 2 y 1 respectivamente.

El sitio anatómico de ubicación se dividió como se menciona, tercio medio y proximal tuvieron cada uno una frecuencia de 6 pacientes que corresponde al 37.5 % para cada uno y el tercio distal una frecuencia de 4 que corresponde al 25 % del total. La pérdida osea se presentó unicamente en las grandes cominutas no siendo esta muy grande en ningún caso y correspondiendo al 31.25 % de los pacientes. El lado que resulto ser mas afectado fue el izquierdo con una frecuencia de 11 y un porcentaje de 68.75 % el lado derecho unicamente tuvo una frecuencia de 5 pacientes que corresponde a un porcentaje de 31.25 %.

El tiempo quirúrgico máximo fué de 250 min. y el mínimo de 130 min. teniendo un promedio de 205.625 minutos y una desviación estándar de 64.46 minutos, dando una sumatoria total de 3290 minutos en quirofano de cirugía lo cual da un total de 54.83 hrs.

El sangrado encontrado o registrado como mínimo fué de 400 ml y el máximo de 800 ml, con un promedio de 620 ml y una desviación estándar de 135.15 ml. una sumatoria total de 9920 ml de sangrado trasoperatorio.

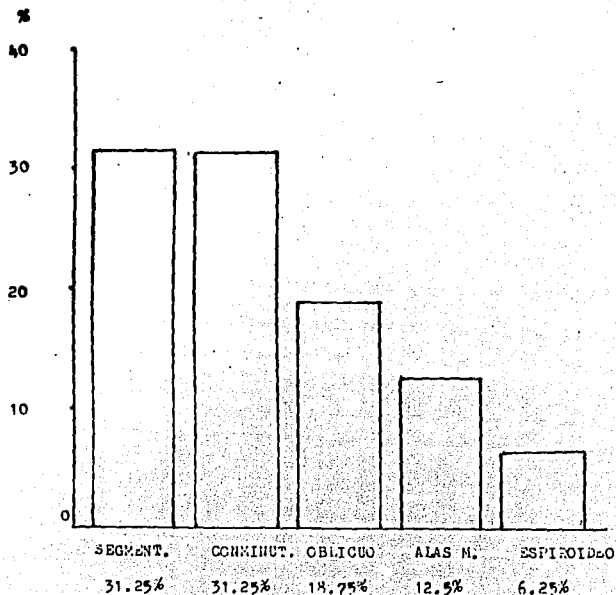
Se valoraron los grados de flexión de la cadera encontrando los siguientes resultados al tercer día se encontro en promedio 32.8 grados con una desviación estándar de 11.3 grados, a la primera semana en promedio se obtuvo 63.75 grados con una desviación estándar de 8,6 grados, a la cuarta semana se observo en promedio 94.56 grados con una desviación

C.5.- TIPO DE TRAZO FRACTURARIO FEMORAL

TIPO DE TRAZO	FRECUENCIA	PORCENTAJE
SEGMENTARIO SIMPLE	5	31.25 %
CONMINUTO	5	31.25 %
OBLICUO LARGO	3	18.75 %
EN ALAS DE MARIPOSA	2	12.5 %
ESPIROIDADO	1	6.25 %
TOTAL	16	100 %

GRAFICA No 5

TIPO DE TRAZO FRACTURARIO FEMORAL



TIPO DE TRAZO FRACTURARIO FEMORAL

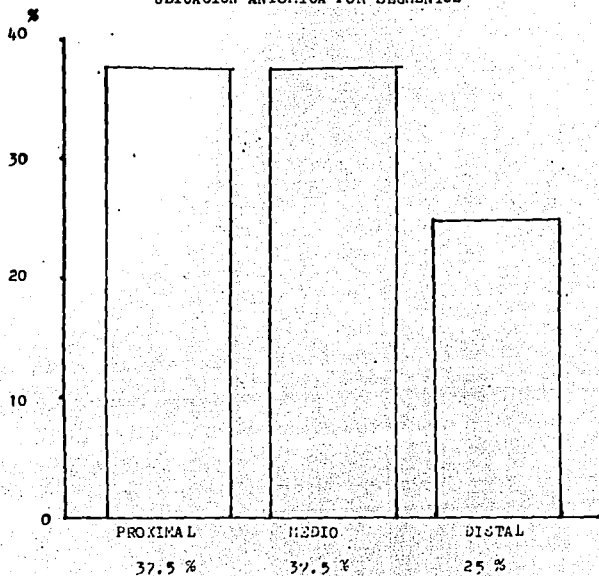
FALLA DE ORIGEN

C.6.- UBICACION ANATOMICA DE LA LESION POR SEGMENTOS

SITIO ANATOMICO	FRECUENCIA	PORCENTAJE
TERCIO PROXIMAL	6	37,5 %
TERCIO MEDIO	6	37,5 %
TERCIO DISTAL	4	25 %
TOTAL	16	100 %

GRAFICA No 6

UBICACION ANATOMICA POR SEGMENTOS



SEGMENTO AFECTADO DIVIDIDO EN TERCIOS

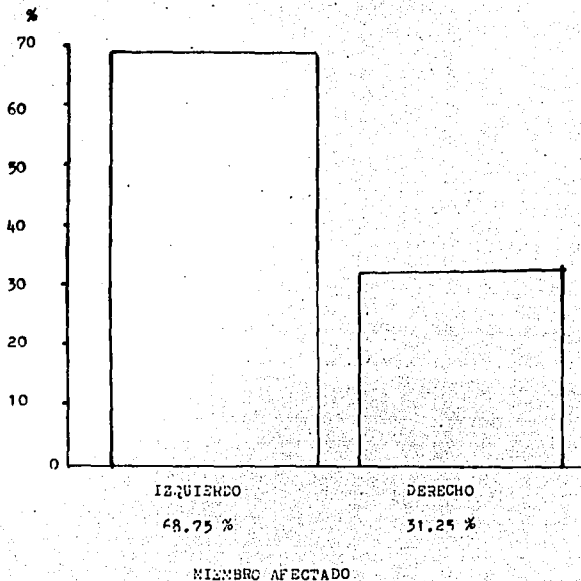
**C.º.- INCIDENCIA DE MIEMBRO AFECTADO
POR LADO IZQUIERDO O DERECHO**

SEGMENTO AFECTADO	FECUENCIA	PORCENTAJE
IZQUIERDO	11	68.75 %
DERECHO	5	31.25 %
TOTAL	16	100 %

FALLA DE ORIGEN

GRAFICA No 7

INCIDENCIA DE AFECCION DE MIEMBRO POR LADO



FALLA DE ORIGEN

estandard de 4.13 grados a la octava semana se observo un promedio de 114.3 grad@s con una desviación estandard de 5.12 grad@s .

De la misma forma se valoro la flexión de la rodilla en contrando los siguientes resultados , al tercer día una flexión en promedio de 42.5 g grados con una desviación estandard de 10.4 grados, a la primera semana se observo en promedio 66.8 grados de flexión con una desviación estandard de 8.13 grados, a la cuarta semana se observo una flexion en promedio de 94.37 grados y una desviación estandard de 4.03 grados, a la octava semana se observo un promedio de flexión de 118.12 grados con una desviación estandard de 30.15 grados , a la doceava semana se observo un promedio de flexión de 145.3 grados y una desviación estandard de 8.65 grados.

Como podra observarse la movilidad articular para ambas regiones fue catalogada como buena segun lo propuesto en nuestro portocolo, lograndose esto entre la octava y doceava semana y en algunos casos un poco mas pero siendo esta función siempre recuperada para todos nuestros pacientes de manera adecuada.

La carga de peso se inicio una vez que el dolor lo permitia y se inicio de manera parcial con ayuda de muletas en los primeros 5 días para todos nuestros pacientes por lo que se considera como bueno dentro de lo propuesto para nuestro portocolo teniendo en promedio como inicio de apoyo auxiliado 3.75 días con una desviación estandard de 1.61 días .

En el caso de el inicio de la deambulaci3n sin asistencia con carga total de peso se inicio en promedio para nuestros pacientes a los 48.75 días con una desviación estandard de 21.56 días. por lo que en promedio consideramos de acuerdo a nuestro resultado y lo propuesto en el protocolo que el inicio de apoyo fue regular para la carga total de peso, aunque la tendencia fué mas a la precocidad para el mismo que para su retardo, alentado por el equipo quirúrgico,

La fuerza muscular se dividió en 5 grados de acuerdo con la propuesta en nuestro protocolo, encontrando que en la totalidad de nuestros pacientes fué de grado tres en la primera semana de postoperatorio, para subir de manera progresiva en contrando estos resultados, se observo en promedio al fuerza grado IV a los 41.18 días con una desviación estandard de 15.20 días, la fuerza grado V en promedio tuvo su aparici3n a los 79.37 días con una desviación estandard de 11.67 días.

La consolidaci3n ósea se observo de manera temprana en la consolidaci3n cada 4 semanas encontrando los siguientes resultados, al apr

FALLA DE ORIGEN

la consolidación grado II en promedio se observo a los 37,8 días con una desviación estandar de 8,55 días, la consolidación grado III se observo en promedio a los 58,12 días con una desviación estandar de 7,9 días y la grado IV se observo en promedio a los 85,62 días con una desviación estandar de 6,8 días.

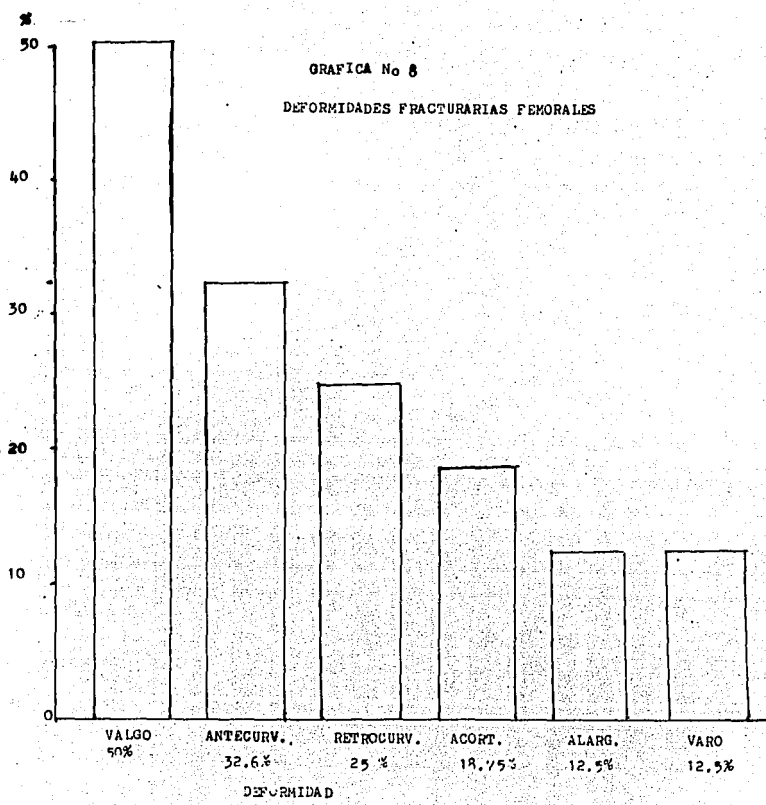
Se presento un solo caso de infección la cual fue superficial y solo de partes blandas, la cual fue tratada continuando el esquema antibiótico profiláctico iniciado en todos los pacientes en el postoperatorio, respondiendo de manera adecuada a este y sin mayor complicación.

La complicación mas grande que observamos fueron las deformidades presentes en el cuerpo óseo que fueron varo, valgo, retrocurvatum, antecurvatum, acortamientos y alargamientos, teniendo los siguientes hallazgos, la mayor frecuencia se encontro en la deformidad en valgo siendo de 8 que corresponde al 50 % con un promedio de angulación de 6,5 grados con una desviación estandar de 3,53 grados, le siguió el retrocurvatum con una frecuencia de 4 pacientes y un porcentaje de 25 % con un promedio de angulación de 6 grados y una desviación estandar de 2,70 grados, continuó el varo con una frecuencia de 2 pacientes que corresponden al 12,5 % con un promedio de 6 grados y una desviación estandar de 2,8 grados, en el antecurvatum se encontro el 32,6 % que corresponden a una frecuencia de 5 paciente con un promedio de angulación de 6,6 grados con una desviación estandar de 3,25 grados. De los acortamientos se encontraron 3 pacientes que corresponden al 18,75 % del total con un promedio de acortamiento de 1,16 cm, de alargamiento únicamente se encontro a dos pacientes que son el 12,5 % del total con un promedio de alargamiento de 0,75 cm. Con respecto a la rotación interna solo se encontro un paciente que tuvo 6 grados de ante, con respecto a las rotaciones externas tuvieron una frecuencia de 4 que son el 25 % del total con un promedio de 7,25 grados de rotación y una desviación estandar de 2,8 grados.

A continuación se presentan cuadros y gráficas para esquematizar nuestros resultados.

**C.6.- FRECUENCIAS Y PORCENTAJES DE DEFORMIDADES FRASURARIAS
FEMORALES**

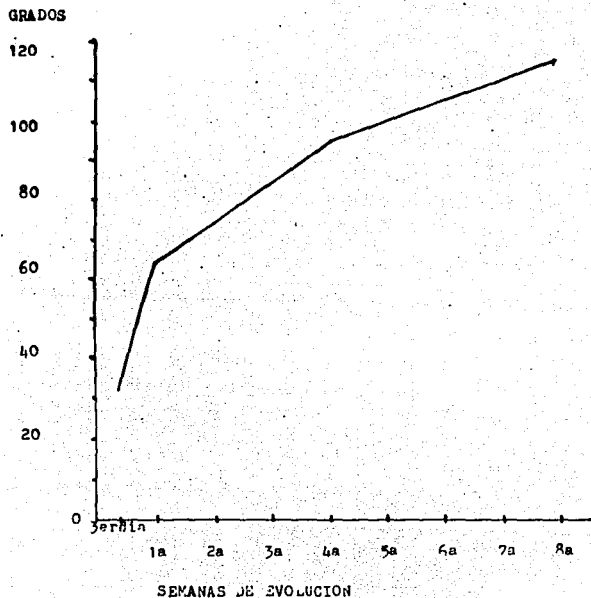
DEFORMIDAD	FRECUENCIA	PORCENTAJES	PROMEDIO DE DEFORMIDAD
VALGO	8	50 %	6.5°
RETROCURVATUM	4	25 %	6.0°
VARO	2	12.5 %	6.0°
ANTECURVATUM	5	32.6 %	6.6°
ACCORTAMIENTO	3	18.75 %	1.16 cm.
ALARGAMIENTO	2	12.5 %	0.75 cm.
TOTAL	24	150 %	



FALLA DE ORIGEN

GRAFICA No 9

MOVILIDAD DE LA CADERA
FLEXION DE CADERA

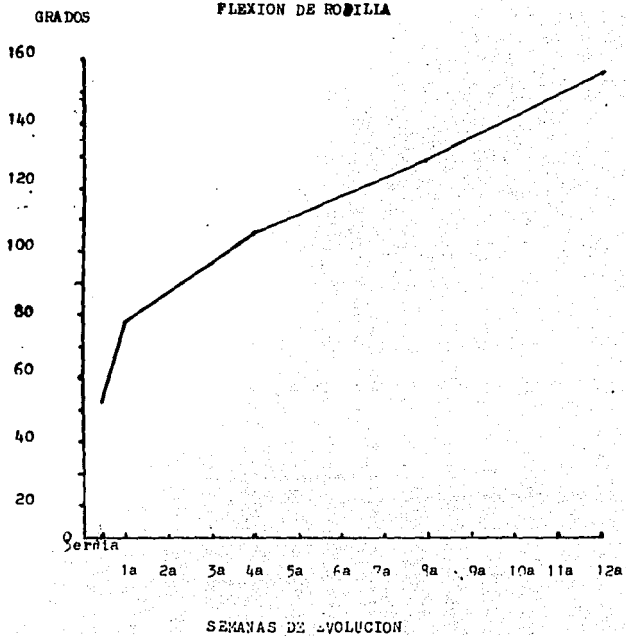


FALLA DE ORIGEN

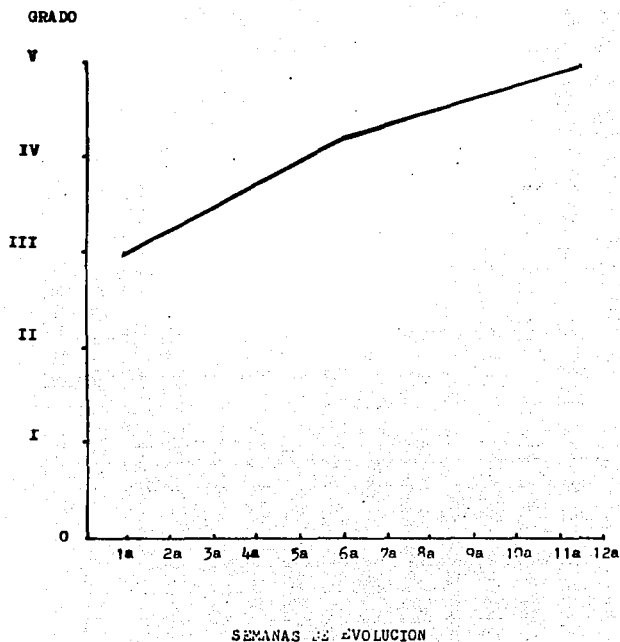
GRAFICA No 10

MOVILIDAD DE LA RODILLA

FLEXION DE RODILLA

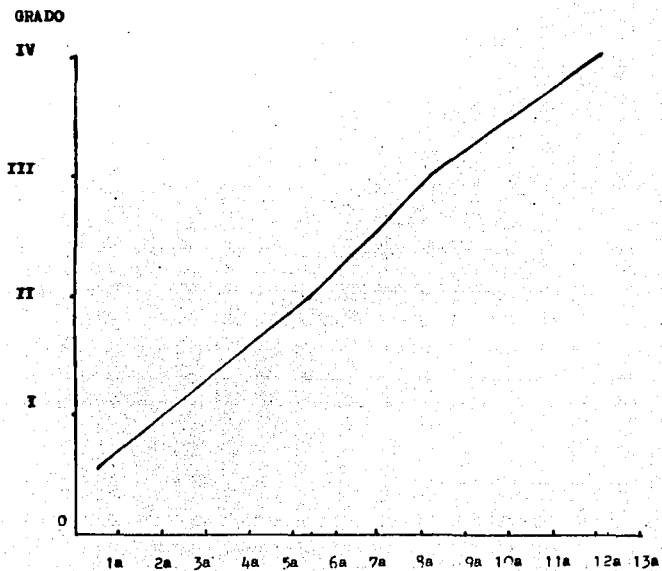


GRAFICA No 11
FUERZA MUSCULAR



GRAFICA No 12

CONSOLIDACION OSEA



SEMANAS DE EVOLUCION

FALLA DE ORIGEN

D I S C U S S I O N

DISCUSION.-

Los resultados que encontramos en nuestro estudio pareciera simular en cierta forma lo descrito en la bibliografía revisada, lo cual en cierta forma era esperado por nuestro equipo.

Resulta bastante claro que para nuestra formación profesional integral se debe tener una conciencia médica bastante grande para poder entender que tratamos pacientes y no padecimientos y que esto implica el conocimiento total de el mismo y de nuestra ciencia, De la misma forma el conocimiento de la patología y de la terapéutica a emplear son básicos puesto que se debe tener conocimiento de esta para poder ofrecer la mejor solución a quien se pone en nuestras manos.

Se debe entender que el implante o tratamiento elegido por un cirujano no es la cura del padecimiento sino mas bien es una herramienta con la que contamos para ayudar al proceso natural de curación de el cuerpo en nuestro caso solo una guía en la mayoría de las veces.

Antes de realizar cualquier tipo de terapéutica debiera concebirse el universo que rodea a la patología, al paciente y al cirujano para elegir el camino mas correcto a seguir.

Es claro que el proceso de consolidación ósea es alterado por la intervención de el cirujano al poner mayores factores de riesgo como lo es el proceso quirúrgico por si mismo (peligro de infección, desvascularización) y en muchos de los casos un implante inadecuado para la zona.

Este caso se ve claramente ejemplificado con el uso en fracturas femorales de placas o fijadores externos que salvo indicaciones especiales que ya fueron mencionadas con anterioridad no deben ser utilizados en fémur, puesto que biomecánicamente no son aceptables al no favorecer una consolidación natural de la fractura someter al hueso a peligro de resquebrajamiento por esta misma causa y por la rigidez propia de estos implantes y la insuficiencia en el caso de las placas para estabilizar de manera adecuada la fractura o en la parte de biomecánica, el retraso del inicio de la rehabilitación y la carga de peso que son factores fundamentales para una recuperación precoz del individuo, siendo en la mayoría de los casos los resultados no favorables.

Por otro lado los tratamientos con ortesis y yesos aun hay partes del mundo que por escasos de recursos siguen siendo utilizados, de antemano sabiendo lo poco favorable del metodo comparado con otros actuales pero en buenas horas logra hasta un 30 % de consolidaciones, pero con

acortamientos y deformidades angulares que difícilmente pueden ser controladas por el método, no siendo esta la mejor elección.

Los tratamientos con tracción ya se menciono antes solo deben ser utilizados como metodo transitorio de inmovilización para el paciente encamado para facilitar su manejo y prevenir complicaciones.

Los clavos centromedulares libres tienen su indicación específica y son un medio excelente de tratamiento para sus indicaciones y en buenas manos resulta pocas veces superado en el tratamiento de fracturas femorales.

La consolidación ósea es un proceso que debe ser favorecido o estimulado restituyendo al hueso la función para la que fué creado en el caso del fémur, la marcha, esto redundara en mejores resultados para la simbiosis médico-paciente, se repite de nuevo que los clavos centromedulares por sus características propias son favorecedores de este proceso. En el caso de los centromedulares fijos a pernos este proceso se ve favorecido de manera temprana por el inicio de marcha y traga de peso de manera temprana y por el proceso de risado que estimula la consolidación por un mecanismo irritativo tanto como por el depósito de material medular en el foco fracturario.

Esta de mas repetir que por sus características biomecánicas el clavo colchero resulta ser superior en muchos aspectos a sus congéneres extranjeros, llevandoles ventaja en precio, accesibilidad, resistencia, inicio de marcha temprana, sencillez de técnica y el no uso de radiaciones para su colocación, siendo único a nivel nacional por sus características.

En nuestro estudio se encontro un claro predominio de el sexo masculino sobre el femenino por razones obvias de exposición a riesgo de uno y otro sexo, por otro lado la mayor incidencia también se vio reflejada en las edades de mayor actividad productiva quedando mas del 90% dentro de la tercera a la quinta décadas de la vida. También se vio reflejado que la actividad aumenta los factores de riesgo para la presentación de esta lesión al presentarse un predominio en trabajadores manuales. Por otro lado se demuestra que los accidentes viales siguen siendo junto con los accidentes laborales los mayores productores de lesiones traumáticas como se ve reflejado en la presente estudio, no encontrándose por otro lado nada representativo con respecto a las fechas de ocurrencia.

Consideramos que los tiempos de hospitalización encontrados son normales para una institución como la nuestra en la cual existen factores que pueden retrasar la cirugía de un paciente lo cual ocurrió con cier-

ta frecuencia, pero fueron causas ajenas al servicio, se podrían reducir los tiempos de estancia intrahospitalaria, si de alguna forma pudiera agilizarse el paso de nuestros pacientes a quirófano de una manera sistemática y de acuerdo a la programación establecida.

Los mecanismos productores de las fracturas femorales en los pacientes incluidos en este estudio fueron en su mayoría de alta energía lo cual se vió traducido en el tipo de trazo mas frecuentemente encontrado correspondiéndole a los comminutos y segmentarios mas del 60 % de la totalidad, lo cual es de esperarse teniendo este antecedente.

De la misma forma la ubicación anatómica tiene relación con el mecanismo lesional encontrando para las fracturas de tercio proximal y $\frac{1}{2}$ diáfisiario mas del 70 % entre ambas que nos indican que son las zonas mas expuestas a riesgo que a un esfuerzo excesivo. Llama la atención igualmente la predominancia de el lado izquierdo sobre el derecho para la presentación de las fracturas, no hallamos ninguna razón valida que explique este hecho, pero que esta presente.

Consideramos que el tiempo quirúrgico para el tipo de cirugía en promedio es bueno, girando alrededor de tres horas mas menos una hora contando la desviación estandar, puesto que el proceso debe ser realizado con el mayor cuidado posible y nunca tratamos de ganar tiempo al tiempo mas que el propio de la cirugía.

El sangrado que se tuvo fue en realidad poco siendo esta una cirugía mayor ortopedica siendo en promedio de 620ml con una D.E. de 135 ml. ninguno de nuestros pacientes necesito transfundirse, a todos los que se considero necesario se tomo una BH de control obteniendo de las mismas cifras normales, no siendo necesario pues realizar este procedimiento.

Los resultados de la valoración de la rehabilitación en el plano de arcos de movilidad de cadera y rodilla fueron catalogados como buenos de acuerdo a lo planteado en el protocolo y lográndose en un tiempo en promedio para ese grado en 4 semanas lo cual nos parece excelente para nuestros pacientes.

El inicio de la marcha se logro dentro de la primera semana en todos los casos de manera asistida con muletas y en cuanto lo permitio el dolor catalogandose como bueno en promedio por el resultado arrojado. esto estimulo a nuestros pacientes a una rehabilitación mas vigorosa y promovida en gran parte por ellos, por esta motivación.

La carga de peso total se logro sin asistencia de muletas en promedio a los 48 días con una DE de 21 días , esto nos dice que la mayoría de nuestros pacientes el 90 % inicio la carga de peso en esa fecha o al rededor de ella lozrandose en la mayoría de los casos ser antes de las 8 semanas, nos parece un buen resultado.

La fuerza muscular fué grado III en el postoperatorio en su primera semana y subió de manera gradual hasta alcanzar gradualmente el grado IV alrededor de los 41 días y el grado V en promedio alcanzado a los 79 de días con sus desviaciones estandard de 15 y 11 días , nos habla que en el grueso de los pacientes la fuerza normal fue lograda alrededor de los tres meses, esto podria prestarse a subjetividad, pero la valoración clinica fué realizada con toda seriedad,

La consolidación ósea se logro en promedio de manera favorable y un poco tardia comparado con lo reportado en la bibliografía que señala 6 a 8 semanas para la consolidación para nuestro estudio esto ocurrio en el grado IV de Trueta al rededor de el día 85 en promedio con un DE de 6.8 días que nos habla de 12 semanas, pero no consideramos este resultado malo, puesto que no se presento ningun retardo de consolidación y en lo estimado dentro de nuestro protocolo cae en los resultados buenos.

En el apartado de las deformidades postoperatorias consideramos que la incidencia es demasiado alta llegando en algunos casos a 50% del total de nuestro estudio y las angulaciones en nuestro punto de vista no son excesivas pero podrian llegar a alterar la biomecánica de la marcha y problemas algicos posteriores, consideramos este rubro posible de mucha mejoría al ser mas acuciosos en nuestra técnica quirúrgica.

Los acortamientos no debieran de existir aunque estos sean mínimos debieran ser erradicados antes de su presentación, los alargamientos, al ser mínimos tienen menor relevancia, puesto que con la marcha se presenta un acortamiento relativo del cuerno óseo de aproximadamente 3 a 4 mm dado por impacción por la marcha temprana .

El unico caso de infección presente se considera provocado por una inadecuada manipulación de los tejidos blandos o el transquirúrgico esta fué superficial y de baja magnitud, controlada con esquema antibiótico aplicado a todos nuestros pacientes en el postquirúrgico y que funciono de manera decidida cediendo en tres días posteriores a su inicio, no siendo necesario antibiótico por mas de diez días.

C O N C L U S I O N E S

CONCLUSIONES.-

Posterior al analisis de los resultados y del desarrollo de este estudio concluimos lo siguiente:

1.- Se acepta la hipótesis de validez planteada en nuestro protocolo por considerar que este implante cubre las necesidades solicitadas para la fijación de fracturas inestables de fémur.

2.- Las edades de incidencia, los lugares de ocurrencia y la actividad del individuo aumentan sus factores de riesgo, por razones propias de la exposición a un número mayor de ertos.

3.-La consolidación ósea es favorecida por este implante por mecanismo de irritación y depósito de material óseo en el foco fracturario.

4.- El tiempo de hospitalización puede ser reducido si se optimiza la funcionalidad de los quirófanos.

5.- El tipo de trazo así como la ubicación anatomica estan en relación con el mecanismo lesional.

6.- El tiempo quirúrgico y sangrado transoperatorio pueden ser mejorados y deben ser disminuidos para beneficio del paciente y mejora de su pronóstico.

7.- El inicio de la rehabilitación debe ser en las primeras 24 hrs del postquirúrgico, con movimientos activos en cama de la extremidad.

8.- El inicio de la marcha debe ser en cuanto el dolor lo permita y no mayor a 5 días

9.- el inicio de la marcha con carga de peso total podría ser de inmediato en el postoperatorio pero debe ser favorecido a partir de la disminución del edema y no debe retrasarse mas allá de 6 semanas.

10.- El uso de antibióticos profilácticos en los 4 días posteriores a la cirugía, funcionan adecuadamente para prevenir infecciones.

11.- La infección es causada en su mayoría por deficiente técnica quirúrgica

12.- Las angulaciones acortamientos y rotaciones encontradas no interfieren con la marcha .

13.- se debe tener el instrumental adecuado y un equipo quirúrgico adecuado y con conocimiento del proceso a realizar.

14.- Debe hacerse un estudio preoperatorio completo del paciente.

15.- Los implantes deben ser recordados por alguien que maneje el sistema de manera apropiada .

16.-El implante :clavo centromedular maciso fijo a pernos tiene indicaciones específicas , no debe ser utilizado con abuso y en situaciones no indicadas.

17.- El apoyo psicologico del paciente es parte importante de la rehabilitación.

18.-La rehabilitación temprana debe ser promovida.

20.- El drenaje succión no debe ser retirado antes de 24 hrs de permanencia.

21.El paciente debe conocer el proceso al que sera sometido y el pronóstico de su lesión antes y despues de la cirugía.

22.- La consolidación ósea se logra de manera adecuada con este implante.

BIBLIOGRAFIA

BIBLIOGRAFIA

- 1.- Banks s.w. ,Laufman H. Atlas de exposiciones quirúrgicas,Edit. Pana-
americana, 2a edic., Mex, 1992
- 2.- Blauch prioth, ET AL, External fixation an delayed intramedulary -
nailing of open fractures of the tibial shaft. J. Bone and J. surg. vol
72-A No 5 Jun 1990 pp 729-735.
- 3.- Blasier R, ET AL, Simulation of compartmet syndrome By rupture of
the deep femoral atery from blunt trauma, Clinical orthopaedics ARS,
NO 266 May 1991 pp 214-217.
- 4.- Bliss,b. ET AL, Vascular injuries , J. bone and J. surg. (NO) 71B
Jun 1989⁴739
- 5.- Blumberg Kalman, A comparison of the Brooker- Willis and Russell-
Taylor nails for tratament of fractures of femoral shaft. J. Bone J. a
surg. (A) vol 73 No7 agost. 1990 .pp 1019-1024
- 6.- Boan W. ET AL, Ipsilateral Fractures of femur and tibia in Childs
an adolescentes, J. Bones and J. Surg. (A), Vol 73 No3 March 1991.p429-38
- 7.- Böstmaant O. ET AL, Refracture after removal of a condilar plate in
in distal femur. J. Bone and J. surg(A) Vol 72 No7 agost. 1990 .p1014-3
- 8.- Brumbak r. ET AL, Intramedulary nailing of femoral shaf fractures-I
J. bone and J. surg, (A) vol 70 No 10 dec. 1988pp 1041-52
- 9.- BrumbackR. ETAL, Intramedulary nailing of femoral shaft fractures
J. bone J. surg(A) vol 70 No 10 Dec. 1988 pp. 1453 -61.
- 10.- Brumback R., Heterptopic osification after intramedulary nailing
about the hip., J. bone and J. surg (A), vol 72 No 7 August, 1990 pp1068-73
- 11.- Covey Dana. ET AL, Biomechanical comparison of sloted and non slo-
ted nails in femoral fractures of the shaft, Clinical orthopaedics ARS.
No 252 March 1990. pp 246-50
- 12.- Wiss d. ET AL, Interlocking nailing on fractures of femoral shaft
due guns shot, J. bone J. surg, (A) vol 73 No 4 1991 pp 598-605.
- 13.- Crenshaw A., ET AL, Campbell cirugia ortopedica, Edit panamerica
na septima edición. Argentina 1988.
- 14.- Colchero Rosas, Tratamiento integral del paciente con infección ósea.
Hospital general de ortopedia Magdalena de las salinas, IMSS, 1985 inedito.
- 15.- Colchero R., Clavo calchero , biomecanica y otros factores, R, mex
de ortopedia 5(3) 1991 pp 93-102 .
- 16.- Colchero F. osteosintesis de fracturas fe orales con clavo centro-
medular fijo a tornillos, Medicina rev, mex. 1975;55: 279

- 17.- Colchero F, Clavo colchero sistema de osteosíntesis usado en el IM-SS, *Question social IMSS*, 1984; 1 : 53.
- 18.- Hunjckstep R, Intramedullary compresión nail , Hnckstep, *Clinical ortho*, 1986; 212; 48
- 19.- Camel V, *Estadística médica y de salud pública*, Universidad de los Andes Venezuela 1a edic, 1979
- 20.- Danuta Rajs, *diseño de formularios México UNAM*, 1980, manuales estadísticos.
- 21.- Danuta Rajs, *Variables de clasificación de datos*, manuales estadísticos , México , UNAM 1980.
- 22.- Conolly J. De palma , *tratamiento de fracturas y luxaciones*, tercera edición 1984, edit. panamericana, Argentina
- 23.- Frost H. ET AL, *The biology of fracture healing-I*, *Clinical orthopedics* No 248, Nov, 1989 pp 283 -93
- 24.- Frost H. ET AL *The biology of fracture healing -II*, *clinical orth.* No 248 Nov, 1989 pp 294-309.
- 25.- Gustillo R. ET AL, *Current concepts review*, Open fractures, *J. bone and , J. surgery* Vol 72-(A), No 2 Feb, 1990 pp 299-304
- 26.- HultMD a., *Current concepts of fracture healing*, *Clin. Orth.* No 249 Dec, 1989 pp 265-34
- 27.- Kelly, P. , *Reaction of the circulatory system to injury and regeneration*, *Clin. Orth.* No 254 May, 1990. pp 275-88.
- 28.- Leung, M. , *Intramedullary nailing for intramedullary for supracondylar and intercondylar fractures of femur*, *J. bone J. surg. (A)* vol 173 No 3 March 1991, pp 332-40.
- 29.- Kapandji I. *Cuadernos de fisiología articular* , tercera edición. Mexy edit. Toray masson , mex. 1985
- 30.- Hernandez m. *Fat embolism syndrome*, *trat. with cisplatinum*. *Clin. orthoped* No 254 May 1990 pp 294-7
- 31.- Mendez r. *Aspectos estadísticos en los protocolos de investigación*. 1a edic. Edit trillas, Mexico, 1984
- 32.- Müller ET Al. *Manual de ortopedias* . Edit Toray masson, ESp, 1989 8a edición.
- 33.- Pritchett J. L-John *in the treatment of nonunited fractures*, *Clin orth.* No 255 Jun 1990. pp. 293 -307
- 34.- Rockwood CA. *The fractures* , 3a edición edit. Lippincot Co Filadelfia 1987. USA.
- 35.- Salter R. ET AL, *Trastornos del sistema musculoesquelético*, 2a edic. edit salvat , Mex. 1987.

- 36.- santG. McKibbin, The biology of fracture healing, long bones, J. Bone
ne j. surg, (B) 60:150. 1978.
- 37.-Sanders R. ET AL, Double plating in Comminuted fractures of part
distal of femur, J. Bone and J. surg (A), Vol 73 No 3 March 1991.
- 38.- Saint, Rajs, d. 21 metodo estadistico documentos EAS 00002 UNAM
mexico 1980.
- 39.- Reyes G. Fijación de fracturas subtro cantericas con CCM corto
fijo a pernos, Rev, Mex, ort. 5(3) 82-5 1991.
- 40.- Thomas M. Quantitative bacterial counts in open fractures, Clin,
orth. No 245 Nov 1989, pp. 227-30;
- 41.-WayneD. Criterios de clasificación estadístico, M. ex, UNAM 1a edic.
1980.
- 42.-Wayne D. 7 Bioestadística, 1a edic. edit Limusa, Mex, 1979,
- 43.- Urist, takahashi, "Differentiation cartilage under influence of MG
F,P, Clin Orth. 207, 227, 1989.
- 44.- Valls perruelo, Ortoedia y Traumatología, cuarta edic, edit El At@
neo, Argentina 1984.
- 45.- Ward J. ET AL, Metal- induced sarcoma, Clin, orth. No 252, March 1
1990. pp299-303
- 46.- Whithelaw G. ? unstable subtrocanteric fractures of femur, Clin, Or
thopedics, No 252 March 1990 pp. 238-45.
- 47.- Wiss D., Interlocked nailing for segmental fractures of femur
J. Bone J. surg. Vol 72(A), No5 Jun. 1990. 724-8
- 48.- Worlock, P, The prevention of infection in open fractures, J; B. J.
surg, (A) vol 70 NO 9 october 1978, pp. 1341-7.