



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

FACULTAD DE INGENIERIA

"ANALISIS BIOMECANICO DE UN FIJADOR EXTERNO
EMPLEADO PARA EL TRATAMIENTO DE RODILLAS
CONTRACTURADAS POR MEDIO DE ARTRODIASTASIS."

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TITULO DE:

I N G E N I E R O M E C A N I C O

P R E S E N T A ,

ARTURO ORTEGA DE LA FUENTE

DIRECTOR: DR. VICTOR MANUEL DOMINGUEZ HERNANDEZ



MEXICO,

2005

m346598



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), por su apoyo brindado durante la realización de este trabajo, a través del proyecto J-34778-U “Aplicaciones del método del elemento finito a la biomecánica de prótesis, implantes y estructuras óseas en ortopedia y rehabilitación”.

Al Centro Nacional de Rehabilitación (CNR), por el apoyo de sus médicos e instalaciones, Dr. Jesús Vásquez Escamilla, Dr. Alberto Gracia y al Departamento de Deformidades Neuromusculares,

Al Laboratorio de Biomecánica, en especial al Dr. Víctor Manuel Domínguez Hernández por su gran apoyo, fe y paciencia desde mi ingreso al laboratorio hasta la culminación de este trabajo, al Ing. Francisco Tovar e Ing. Víctor Manuel Araujo Monsalvo por su apoyo, orientación y consejos brindados en la realización de este trabajo.

A mi madre, Jaquelin y Osvaldo porque son la parte más importante en mi vida y porque juntos hemos salido adelante. (Los amo y que agradezco a la vida de tenerlos junto a mi)

A mi padre por sus consejos, su fe y respeto brindado en la toma de mis decisiones de mi vida.

A mis tíos y abuelos (Ignacio de la Fuente Gallegos, Juan Carlos García campos y Olga Alicia Ortega Rivera)†, Marisela de la Fuente Ruiz, Antonio Ortega Rivera, Remedios de la Fuente y Raquel Ortega Quiroz, porque vieron y supieron lo importante para mi de este trabajo y porque han marcado nuevos senderos en mi vida.

A mis amigos (Carlos, Esther, Héctor, José Antonio, Cristhian, David, Rodrigo y Arturo), por los buenos momentos y consejos

“ Dios pone pruebas fáciles y difíciles en esta vida, agradece de las más difíciles porque de ellas aprenderás a ser mejor, vive y disfruta de lo que tienes, lucha por lo que deseas y después de reflexionar esto, levántate y sigue adelante, ahora eres mas fuerte y mejor”

ÍNDICE	PAG
ANTECEDENTES	
A.1 Antecedentes y consecuencias de la poliomielitis.	5
A.1.1 Deformación en varo	8
A.1.2 Deformación en valgo	8
A.1.3 Deformación en flexión	8
A.1.4 Deformación en <i>recurvatum</i>	9
A.2 Alternativas para la corrección de deformidades.	9
A.3 Generalidades sobre fijadores externos.	11
A.4 Antecedentes históricos de la distracción.	16
A.5 Generalidades sobre tracción esquelética.	17
Referencias	19
CAPÍTULO I	
ANATOMÍA DEL MIEMBRO INFERIOR	
1.1 Anatomía estructural del Aparato Extensor de la rodilla.	20
1.1.1 Componentes óseos.	20
1.1.2 Componentes musculares.	21
1.1.3 Componentes tendinosos.	22
1.2 Articulaciones en rodilla.	24
1.2.1 Articulación tibiofemoral.	25
1.2.2 Articulación femoropatelar.	25
1.3 Músculos flexores y extensores de la rodilla.	28
1.4 Fisiología de los ligamentos en flexoextensión.	32
1.4.1 Ligamento cruzado anterior.	34
1.4.2 Ligamento cruzado posterior.	36
1.4.3 Ligamento lateral interno.	37
1.4.4 Ligamento lateral externo.	37
1.5 Biomecánica de la rodilla en extensión.	38
Referencias.	41

CAPÍTULO II**DEFINICIÓN DEL PROBLEMA**

2.1	Planteamiento del problema.	42
2.2	Objetivo.	47
2.3	Hipótesis.	47
2.4	Metodología.	47
	Referencias.	49

CAPÍTULO III**ANÁLISIS DEL ELEMENTO FINITO DE LOS SISTEMAS DE DISTRACCIÓN**

3.1	Modelo por elementos finitos de fémur, tibia y ligamentos.	50
3.2	Sistema bajo condiciones de tracción esquelética variable.	53
3.3	Distracción por fijador monolateral y bilateral.	
	3.3.1 Sistema monolateral simple.	54
	3.3.2 Sistema monolateral compuesto.	55
	3.3.3 Sistema bilateral simple.	55
	3.3.4 Sistema bilateral compuesto.	56
	Referencias.	56

CAPÍTULO IV**RESULTADOS** 57

4.1	Resultados de los casos de estudio.	59
4.2	Gráficas de esfuerzos máximos de von Mises.	68
4.3	Análisis de resultados.	71

CONCLUSIONES 73**ÍNDICE DE FIGURAS** 74

ANTECEDENTES

A.1 Antecedentes y secuelas de la poliomielitis.

La poliomielitis anterior, o parálisis de Heine-Nadin, es una enfermedad infecciosa aguda que destruye selectivamente las células de los cuernos anteriores de la médula espinal. La poliomielitis ocasiona típicas lesiones destructivas, temporales o permanentes, en el sistema nervioso central, que conducen a parálisis y deformidades, y es causada por uno de los siguientes tres tipos de virus: poliovirus de tipo 1, 2 y 3¹. El poliovirus puede atacar el sistema nervioso y destruir las células nerviosas encargadas del control de los músculos. Como consecuencia, los músculos afectados dejan de cumplir su función y se puede llegar a una parálisis irreversible. La historia de la poliomielitis es tan antigua como la humanidad. Se han encontrado vestigios en Egipto (4000 años antes de Cristo), Hipócrates la trata en sus obras, Pablo de Egipto (Siglo VII) la describe en Grecia y aparece representada en los cuadros de Brugel en el siglo XVI. Su primera descripción pormenorizada la hace Underwood, en 1784. Heine, Duchenne y Medin, en el siglo XIX, refieren su patología a la médula espinal. Lansteiner y Popen en 1909 describen el polio virus, cuyo cultivo lo logran Enders, Sèller y Robin. Salk, en 1954, y Sabin, en 1958, descubren sus respectivas vacunas. Hoy la poliomielitis ha sido totalmente erradicada por campañas de vacunación de la Secretaria de Salud, ya que desde 1990 no se presenta ningún caso de poliomielitis paralítica, México ocupa el tercer lugar en América en frecuencia de casos siguiendo a Colombia y Brasil¹. Se desconocen la forma de transmisión y la puerta de entrada, si bien la enfermedad se propaga probablemente por alimentos, o por materia fecal de infectados, el virus penetra por los aparatos gastrointestinal y respiratorio, y llega al sistema nervioso central por vía hematógica. Por lo general, sólo aparece un caso por familia, se afectan los niños, los adolescentes y los adultos, así como todas las razas y clases sociales. Es extremadamente esporádica, y cuando se presenta ocurre por lo general en los meses cálidos.

Durante el cuadro clínico se presenta una retracción de los músculos, en donde ciertos músculos se muestran progresivamente irritables y entran en espasmo. Si el músculo en cuestión es el antagonista de un músculo paralizado, este se distiende y debilita.

Afecta en un porcentaje más alto al hombre, con un 57%, más que la mujer, con 43%. Suele dejar gravísimas secuelas bajo la forma de parálisis y deformidades consecutivas,

se atrofian principalmente las fibras musculares denervadas y son sustituidas por tejido fibrocolágeno y adiposo. Las fibras musculares indemnes, al contrario pueden aumentar de volumen por hipertrofia compensatoria.

La poliomielitis ataca generalmente el miembro inferior, es más raro en parte superior y columna; en miembros inferiores afecta más lo distal, en cambio en los superiores ataca lo proximal.

Los músculos más comprometidos en orden de frecuencia decreciente son: tibial anterior, peroneos, tibial posterior, extensor común de los dedos del pie, cuádriceps, tríceps sural, glúteos, músculos del tronco, deltoides y músculos del brazo, antebrazo y mano.

La deformidad puede presentarse en un plano, y hablamos de deformidad pura, o en varios planos, generando las deformidades combinadas o asociadas. La deformidad puede ser producida por un músculo intacto, espástico o contracturado, que es el antagonista de un músculo paralizado. Un caso especial es la retracción de los músculos de la corva en presencia de un cuádriceps paralizado conduce a una deformidad en flexión de la rodilla, las estructuras ligamentosas y los músculos activos se retraen, por lo que el resultado inevitable es la contractura de la articulación, de la misma forma, la contractura de las estructuras aponeuróticas es causa de deformidad.

Dentro de las deformidades más comunes: rodilla en valgo (Figura A.1-1), rodilla en varo (Figura A.1-2), pie calcáneo talo, pie balante, rodilla flexa (Figura A.1-3), rodilla recurvada (Figura A.1-4), deformidad de cadera en flexión y abducción, escoliosis lumbar convexa, y parálisis deltoides.

Durante la fase aguda y de convalecencia de la poliomielitis, el paciente permanece en posición supina, en la denominada posición de rana, con las caderas en flexión, abducción y rotación externa, las rodillas flexionadas y los pies en posición de equinovara. Ver figura. A.1-4. Puede adoptarse esta posición a causa de que el espasmo muscular afecta a los músculos de la corva, flexores de la cadera, tensor de la fascia lata y abductores de la cadera. La retracción de adaptación de los músculos se desarrolla incluso más tarde. Las deformidades antes producidas por desequilibrio muscular y

retracción de las partes blandas, y que se desarrollan principalmente durante el periodo de crecimiento, son causa de la aparición gradual de alteraciones óseas morfológicas que resisten a la corrección por los simples procedimientos sobre las partes blandas.

Las pequeñas contracturas pueden contrarrestarse por estiramientos pasivos diarios. Una vez que se ha desarrollado la deformidad, los procedimientos quirúrgicos son los únicos medios de corrección. La pérdida de la extensión activa en la rodilla con unos potentes músculos posteriores del muslo favorece al desarrollo de una contractura en flexión de la rodilla. Esta contractura obedece a:

- a) Retracción de la cintilla iliotibial, que es causa también de deformidad valga de la rodilla y de deformidad en rotación externa.
- b) Parálisis del cuádriceps y músculos posteriores del muslo normales.

La persistencia de la deformidad durante el periodo de crecimiento conduce a alteraciones morfológicas óseas de adaptación que convierten la deformidad en permanente.



Figura A.1-1 Deformidad en Valgo, (Smillie, Diseases of the knee, JIMS, 1981)²



Figura A.1-2 Deformidad en Varo, (Smillie, Diseases of the knee, JIMS, 1981)²



Figura A.1-3 Deformidad en flexión, (Turek S, Ortopedia principios y aplicaciones, Salvat, 1982)³



Figura A.1-4 Deformación en *recurvatum*, (Smillie, Diseases of the knee, JIMS, 1981)²

A.1.1 Deformidad en varo

Esta deformidad se caracteriza por el acortamiento o retracción de las estructuras mediales y la elongación o laxitud de los laterales. Su curva de concavidad se encuentra en el lado medial. Como anomalía asociada cabe citar la torsión interna de la porción distal de la diáfisis de la tibia. Esto es causa de desviación hacia dentro de los dedos de ambos pies. A medida que los pies apuntan hacia delante en la deambulación, las rótulas lo hacen hacia fuera y parece acentuarse la deformidad de incurvación de la pierna. Ver figura A.1-1.

A.1.2 Deformidad en valgo

Es una desviación que se da en el plano frontal, cuando la concavidad se encuentra localizada en el lado lateral y convexidad en el lado medial. En la práctica, esta deformidad implica habitualmente una condición triaxial, con flexión de rodilla y rotación de la pierna asociados. Aparece con mayor frecuencia en el fémur y se asocia con rotación externa de la extremidad distal y deformidad vara de la tibia. El ligamento colateral interno se muestra distendido y laxo, produciendo inestabilidad de la articulación. Ver figura A.1-2.

A.1.3 Deformidad en flexión

Esta se presenta en el plano sagital, hay una concavidad posterior y más raramente en *recurvatum* que es una concavidad anterior. Esta deformidad se caracteriza por un defecto de movilidad. Se da cuando los músculos posteriores del muslo debilitados, y la insuficiencia del cuádriceps conducen a la deformidad en flexión. La misma deformidad se

produce por la retracción de la cintilla iliotibial que se inserta en la cabeza del peroné y en la tuberosidad externa de la tibia, tal como se muestra en la figura A.1-3.

A.1.4 Deformidad en *recurvatum*

Presenta la concavidad en la región anterior de la rodilla y es la más frecuente de las cuatro deformidades posibles en los planos frontal y lateral. El *recurvatum* también puede deberse a la laxitud de los ligamentos y cápsula posterior. La deformidad puede ser producida también por desequilibrio muscular, como en la poliomielitis, y por deformidad equina del pie, que desplaza la rodilla en hiperextensión externa (Figura A.1-4.)

A.2 Alternativas para la corrección de deformidades.

Existen diferentes tratamientos para la reconstrucción de la zona atrofiada que ha sido afectada por las secuelas de la poliomielitis, dichas intervenciones pueden ser sobre músculos, articulaciones o huesos, y estas son de tipo quirúrgico, dichas intervenciones son realizadas sobre la zona afectada. El tratamiento de cualquier deformidad de rodilla tiene por objeto:

1. Realinear los ejes del miembro en los tres ejes del espacio.
2. Conseguir el equilibrio ligamentoso.
3. Estabilizar la articulación proveniente en flexión y extensión.
4. En caso de que el miembro posea endoprótesis se debe restaurar el nivel de la línea articular a su posición original para que la prótesis trabaje en condiciones fisiológicas.

Entre las principales técnicas utilizadas hoy en día para la corrección de deformidades, se muestran las siguientes, que pueden ser clasificadas de acuerdo a la zona de afección:

- a) Intervenciones sobre músculos y tendones: llamadas también transplantes tendinosos.
- b) Las intervenciones sobre articulaciones pueden ser: Capsulotomías y artrodesis.
- c) Intervenciones sobre los huesos: Osteotomías, alargamientos y acortamientos óseos.

La primera opción resulta ser no tan aconsejable antes de los seis años, ya que el niño no colabora en la reducción de la función motora y la potencia de los músculos flexores una vez transplantado no es la misma que antes del transplante⁴. Conocida también como plastias de cuádriceps. La intervención quirúrgica puede practicarse seis meses después de la fase aguda, debido a que hacia esta época ya habrá tenido lugar la recuperación máxima. Sólo hasta antes de la edad de diez años es permisible la cirugía sobre las partes blandas, ya que la osificación no es lo suficiente completa para la reconstrucción ósea.

La segunda opción resulta ser factible de acuerdo a la experiencia de los médicos en el Centro Nacional de Rehabilitación (CNR), pero se requiere de un elemento externo capaz de distender los tejidos finos y articulaciones preoperatoriamente, y es capaz de estabilizar, posterior a la cirugía la zona afectada hasta obtener la configuración deseada por el médico, este elemento es conocido como fijador externo.

La tercera opción puede ser factible siempre y cuando las condiciones óseas de los pacientes resulten adecuadas: densidad, grado de deformidad, consolidación ósea, ya que se requieren de fijadores externos que den distracción para realizar un alargamiento o compresión para el acortamiento, y las condiciones óseas deben ser satisfactorias; en la mayoría de las veces son intervenciones a nivel femoral conocidas también como osteotomía femocondrial⁵. En el Centro Nacional de Rehabilitación, en el Servicio de Deformidades Neuromusculares, existe un método quirúrgico para la corrección de deformidades a nivel de la rodilla, dicho método es aplicado por el Dr. Alberto García jefe del mismo servicio, el método es sustentado bajo la técnica de Chiari y consiste principalmente en realizar una osteotomía supracondral femoral.

Siendo la osteotomía un intento por redirigir la distribución de fuerzas entre el fémur y la tibia mediante la alteración geométrica articular⁵. Además de alterar la distribución de las cargas, se ha postulado que la osteotomía causa una denervación selectiva del hueso subcondral y una reducción de dolor.

Los procedimientos dependen según la zona afectada y se pueden clasificar de la siguiente manera:

1. Miembro superior: En parálisis del deltoídes, se puede hacer artrodesis escapulo humeral, transposición musculotendinosa en mano.
2. Tronco: En la escoliosis, los yesos correctores o tracción, seguido de artrodesis vertebral posterior.
3. Miembro Inferior: Las deformidades se corrigen actuando primero sobre partes blandas, incluso capsulotomía; luego articulaciones y huesos; corregida la deformidad hay dos posibilidades:
 - a) Si el miembro está totalmente paralizado, proveer de un aparato ortopédico rígido para rodilla y tobillo para un apoyo estable.
 - b) Si la parálisis está limitada a algunos músculos realizar transposición tendinosa.

A.3 Generalidades sobre fijadores externos.^{5, 6, 7}

Todo tratamiento quirúrgico debe ser completado por una terapia de reducción funcional para obtener un resultado satisfactorio. La idea de la fijación de las fracturas por medios externos, surge con el ánimo de mejorar las inmovilizaciones clásicas las cuales presentan serias complicaciones y dificultan el manejo de los pacientes.

El interés de la fijación externa apareció en respuesta al dilema planteado por las fracturas abiertas. Uno de los registros más importantes reportado fue el hecho por Hipócrates (420-370 A.C). El concepto de fijadores externos aparece a mediados del siglo XIX, en los primeros trabajos de Malgaigne, en los que se emplearon elementos útiles para la prevención de dislocación de fracturas, a nivel de la tibia. Steinmann comienza a tratar las fracturas de los miembros inferiores usando un clavillo transfixante y alambres que garantizaban la estabilidad, ambos elementos dan lugar al desarrollo del primer fijador externo verdadero que es diseñado por Albin Lambotte, en 1902, quien desarrolla un sistema independiente con características similares al de Parkhill, sus principales ventajas sobre los anteriores es la facilidad de colocación y retiro, además del adecuado control de la consolidación ósea que permitió eliminar numerosas amputaciones, el mecanismo estaba constituido por clavos metálicos que atraviesan al hueso por uno de los lados del miembro. Posteriormente Parkhill desarrolló un fijador externo el cual se parece en gran medida a los actuales, desarrolla sistemas que permitieron dar

ajustabilidad y exactitud en la inserción, pero sobre todo cuidando la vitalidad de los tejidos finos en los que se pudieran generar infección o dolor. Quien más aprovechó los clavos de transfijación fue Lambert, el cual en 1911, aplica las ideas de Steinmann y utiliza clavos que atraviesan ambos fragmentos, creando así el primer fijador en forma de cuadro que permitía comprimir o hacer distracción en un plano.

El suizo Hoffman, en 1938, diseñó el aparato que lleva su nombre, en el cual fijaba cada fragmento con tres clavos paralelos que atravesaban ambos corticales, los que se unían mediante una placa aislante. Este aparato permitía reducir en los tres planos las fracturas, a foco cerrado, al tiempo que daba la posibilidad de dar distracción al miembro, creando así lo que se llama "osteotaxis". En los años cincuentas, Ilizarov aporta dos nuevas opciones a la fijación externa, las cuales consistían en un aparato circular con posibilidades de atravesar alambres en varios planos, y también el paso de los alambres en cruz al eje longitudinal del hueso, y su tensión, lo que permitió usar alambres más finos.

Aunque se aceptan las ventajas de la fijación externa circular, según las ideas propugnadas por Ilizarov, su mala tolerancia por parte del paciente en algunos casos, como por ejemplo durante su utilización en el húmero y fémur proximal, hizo que el fijador monolateral alcanzara una gran popularidad; sin embargo, éste por ser más inestable, no se puede indicar en algunos procesos complejos, donde la fijación circular coadyuva a la estabilidad. Este modelo de fijador externo circular contempla la unión del hueso mediante alambres de Kirschner, previamente tensados sobre su eje longitudinal, de modo que se pueda obtener la rigidez necesaria.

Existen seis tipos de configuración de fijadores que se pueden clasificar de acuerdo a su geometría ⁷ (Figura A.3-1.)

- 1) Marco Unilateral
- 2) Marco Bilateral
- 3) Marco Cuadrilateral
- 4) Marco Triangular
- 5) Medio Circular
- 6) Circular

Los diferentes diseños de fijadores emplean componentes de uno y otro tipo, formando estructuras con características funcionales propias. Mas sin embargo, cada fijador sólo puede ser aplicado en una de cuatro configuraciones. Existen criterios para clasificar los marcos, con base en el abordaje de la lesión y el balance mecánico.

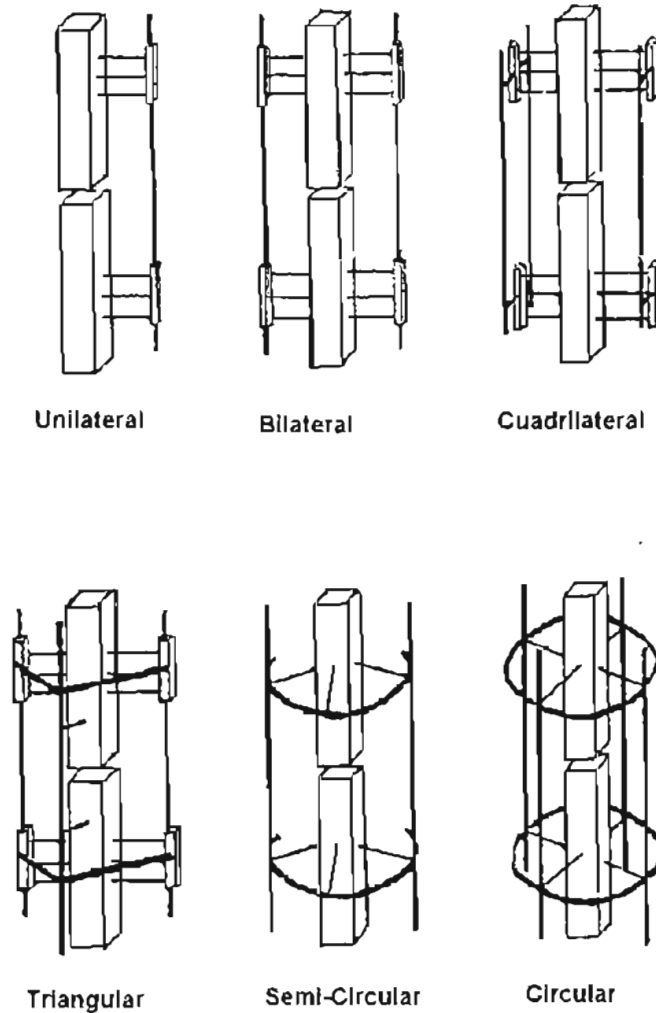


Figura A.3-1 Configuraciones geométricas de los fijadores. (Behrens F, General theory and principles of external fixation, Clinical Orthopaedics and Related Research, (180): 1983)⁶

Con respecto al abordaje, el ortopedista distingue entre marcos unilaterales que abarcan un sector de 90° , o menos, y marcos bilaterales que abarcan sectores mayores de 90° . Los marcos unilaterales usan sólo medios clavos y se fijan fácilmente dentro de corredores seguros y no peligrosos en la mayor parte de segmentos de los miembros. Por consiguiente se pueden aplicar al diseño en estructuras vasculonerviosas. Los marcos bilaterales son más obstructivos y potencialmente pueden dañar músculos, tendones, vasos y nervios, pues el anclaje óseo se efectúa con clavos y alambres de transfixión. Los

marcos unilaterales son menos obstructivos, pero son de 4 a 6 veces menos rígidos cuando se cargan en flexión, en el plano perpendicular al plano de los clavos⁸ (ver figura A-3.)

Los marcos bilaterales bloquean el acceso a la zona lesionada, pero ofrecen una resistencia balanceada a los momentos de flexión, debido a que se emplean más clavos en su ensamblaje. De igual forma ofrecen también mayor rigidez a compresión y torsión.

Existen dos grandes grupos de fijadores en nuestro medio, los transfictivos y los unilaterales⁹, los primeros fueron de elección hasta los años ochenta, pero ya en la década de los noventa, los unilaterales han sido utilizados con mayor frecuencia por poseer características importantes en el paciente: no lesionan músculos o tendones, pues los clavos sólo se insertan por la porción lateral, son menos pesados y más versátiles. De acuerdo a los criterios válidos en ortopedia, los unilaterales son menos obstructivos pero son cerca de cuatro a siete veces menos resistentes, los bilaterales tienen la desventaja de ser más invasivos pero proporcionan una mayor resistencia a los momentos de flexión.

En México se emplea una gran variedad de fijadores cuya procedencia es de importación, tales como OrthoFix, EbiFix, OrtoFrame Volokov, Hoffman, Kalnbernz y AO-Synthes. Existe un diseño nacional que lleva por nombre BioFix. No obstante todos estos resultan tener un alto costo y en la mayoría de los casos existen dificultades para ajustarse a las necesidades del paciente cuando se trata de aplicar en la deflexión de articulaciones contracturadas.



Figura A.3-2 Fijador OrthoFix Utilizado para la deflexión y contractura del brazo, (OrthoFix, Catalogo de fijadores externos, miembro superior)¹⁰

Para el caso de la corrección de deformidades, resulta complicado colocar un sistema como estos ya que las especificaciones de diseño no cubren al cien por ciento los requerimientos antropométricos, pero de igual manera la técnica que se debe aplicar debe ser la correcta de acuerdo a la deformidad a tratar, ya sea con sistemas de Ilizarov u Orthofix. Existe en el mercado un sistema para realizar deflexiones mediante dos fijadores Orthofix (Figura A.3-2.). Este sistema se emplea con poca frecuencia por lo que llevaría mucho tiempo importarlo para poder ser aplicado a un paciente en particular, sin contar el elevado costo de adquisición.

Sobre la base de los principios de fijación externa con los últimos diseños desarrollados por Ilizarov, surgen nuevos diseños como los "fijadores híbridos", es decir, aquellos que pueden trabajar tanto con alambres finos tensados, como con clavos roscados gruesos, ofreciendo una conformación lineal o circular. Estos sistemas surgen a partir del fijador externo circular, cuyas características de diseño es su bajo peso, ya que es fabricado en polipropileno, además de que usa alambres finos y tensados. Los mayores problemas con los que se encuentran los ortopedistas en la aplicación de estos fijadores, es que el tiempo de consolidación es mayor a nivel distal en el fémur, que en la parte proximal, así como mala tolerancia por parte del paciente cuando se utiliza en el húmero y el fémur proximal¹¹.

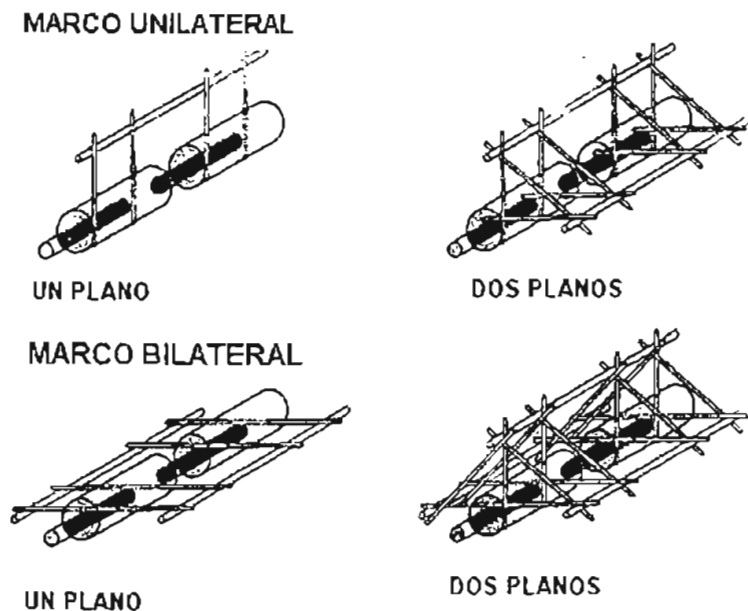


Figura A.3-3. Configuraciones de los fijadores según los planos de trabajo Configuraciones geométricas de los fijadores. (Behrens F, A primer of fixator devices and configurations, Clinical Orthopaedics and Related Research, (180):1983)⁷

A.4 Antecedentes históricos de la distracción.

La distracción consiste en la separación progresiva y dosificada de fragmentos óseos, manteniendo la fijación e integridad del miembro; en la distracción participa no sólo el hueso, sino también las partes blandas.

Los antecedentes de la distracción gradual fue repopularizada por Anderson, en 1952, quien diseña un cuadro de reducción que lleva dos estribos en varios planos, que movilizan cada fragmento, de tal modo que mantiene unidos a los estribos por medio de un aparato de yeso. En 1963, el profesor Herz Wagner desarrolló un método ambulatorio de distracción gradual que hoy continúa siendo aceptado como método de alargamiento en las extremidades. Pero también se registran una técnica quirúrgica conocida como osteotomía diafisaria, con una distracción de 1.0 a 1.5 mm cada día, realizada por Wagner y cuyos fines era el alargamiento óseo.^{12,13} En los años cincuenta, Ilizarov desarrolló un nuevo método gradual de osteogénesis. Ilizarov comenzó a trabajar desde 1951 con fijadores externos, en el Instituto de Investigaciones Clínicas de Ortopedia y Traumatología Experimental de Kurgan, Siberia. Algunos de estos métodos de distracción fueron utilizados en pacientes con rodilla contracturada. Este tratamiento fue posible gracias al fijador Ilizarov que tenía ventajas de compresión-distracción, la fijación circular con carga inmediata del miembro operado y su dinamización (Figura A.4-2).

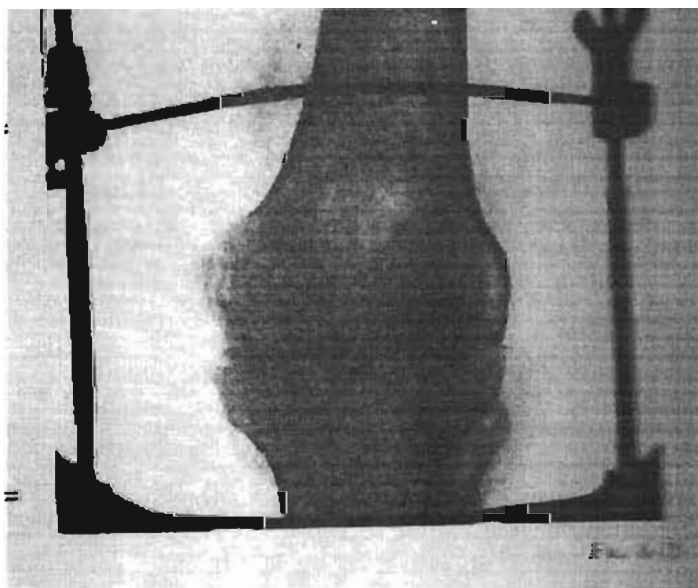
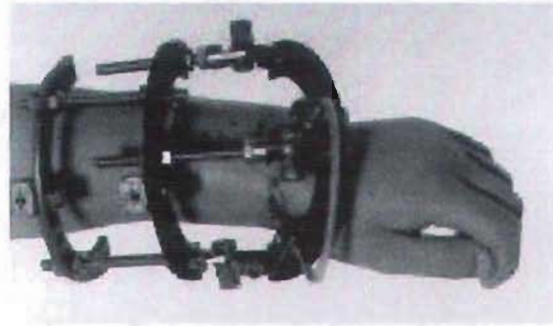


Figura A.4-1 Sistema de Distracción. (Millarubias J. Patología del aparato extensor de la rodilla, JIMS, Institut Catala de Traumatologia, 1986)¹⁴



a)



b)

Figura A.4-2. a) Sistemas de distracción, utilizando el método del Ilizarov. b) Fijador externo para distracción en mano. (Seide K, Weinrich N, A three-dimensional load measurements in an external, Journal of Biomechanics, 2004, (37); 1361-1369)¹⁵

A.5 Generalidades sobre la Tracción Esquelética.

En la actualidad se emplea este método para la reducción de la deformidad en flexión de la rodilla en presencia de una acentuada subluxación posterior. Consiste en mantener fijo el extremo distal del fémur mientras se aplica tracción al extremo proximal de la tibia (Figura A.5-1). Este método ha sido empleado en la Clínica Primavera de Ortopedia, bajo la dirección del profesor Aurelio Pérez Teuffer, en la ciudad de México (Ver figura A.5-2). Para ello, se introduce un clavo de Steinmann a través del extremo distal del fémur, se une a un estribo y este se fija al travesaño superior. De esta forma, el extremo distal del fémur es empujada hacia atrás y se fija rígidamente. La tracción en la dirección deseada se aplica a un clavo introducido a través del extremo proximal de la tibia. Se conocen otros métodos de tracción tales como la Tracción de Russell, en el cual se usa la posición de 90-90, por lo que la extensión gradual se obtiene aplicando una fuerza hacia arriba, sobre la porción proximal de la tibia, para corregir la subluxación posterior a medida que se extiende la rodilla. La tracción hacia arriba se aplica en la porción proximal de la pierna por medio de un clavo introducido transversalmente a través de la tibia. Este método resulta complicado en el ajuste del sistema de distracción, además de que se debe de

tener cuidado de evitar lesionar el tubérculo tibial y la placa de crecimiento. La tracción longitudinal sigue la dirección de la tibia. Ver figura A.4-1.

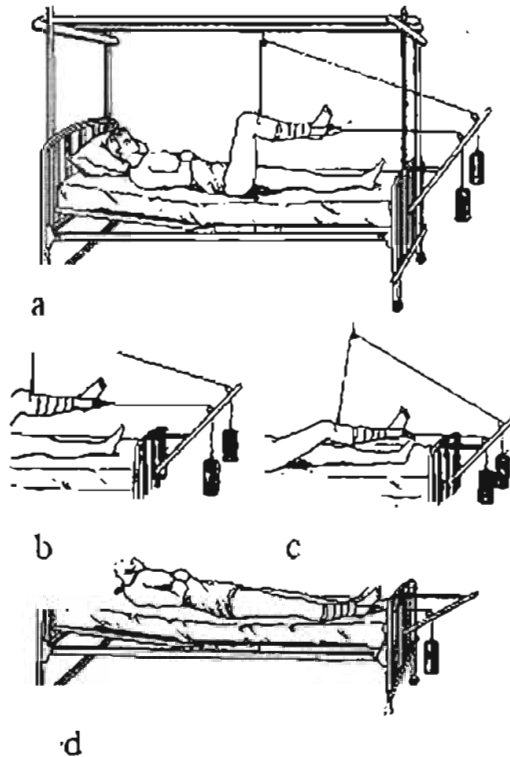


Figura A.5-1 Sistema de Distracción Russell. a) Sistema de aplicación inicial de la carga por medio de poleas, b) Aplicación transactiva de la carga en parte distal de la tibia, c) Deflexión de la rodilla conforme aumenta la carga, d) Extensión completa de la rodilla. (Turek S, Ortopedia principios y aplicaciones, Salvat 1982, Madrid España)³

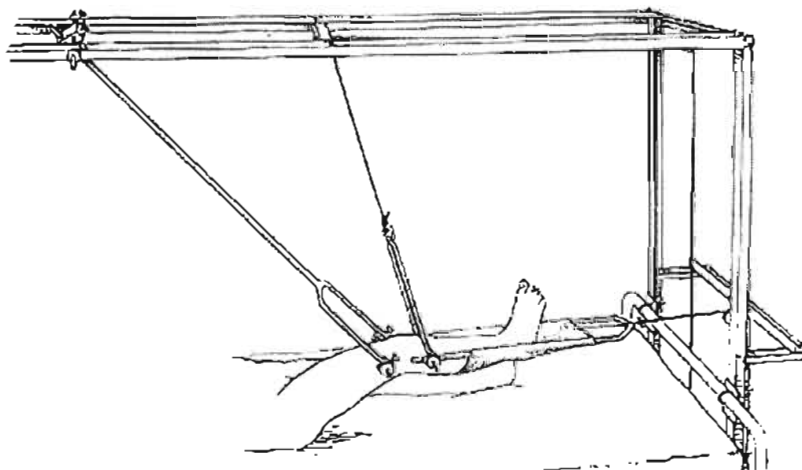


Figura A.5-2 Sistema de distracción empleado en la clínica Primavera México. (Turek S, Ortopedia principios y aplicaciones, Salvat 1982, Madrid España)³

Referencias.

- [1] Malagon V, Alonso-Ávila G. *Estado actual de la poliomielitis en América*. Secretaria de Salud. Sistema de Vigilancia Epidemiológica de Poliomielitis. Semana 48 del 2002.
- [2] Smillie I. *Diseases of the Knee joint*, JIMS edición 1981, Barcelona, España.
- [3] Turek S. *Ortopedia principios y aplicaciones*. Salvat 1982, Madrid España.
- [4] Cañadell J, Gonzales F, Barrios R.H. Arthrodiastasis for stiff hips in young patients. *International Orthopaedics (SICOT)* 1993, (17): 254-258.
- [5] Zimmerman M H, Chadwick M. Supracondylar femoral extension osteotomies in the treatment of fixed flexion deformity of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1982, (171): 87-93.
- [6] Behrens F. *General Theory and Principles of External Fixation*. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1989. (241); 15-18.
- [7] Behrens F. *A Primer of Fixator Devices and Configurations*. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1989. (241); 5-11.
- [8] Vidal J. *External Fixation; yesterday, today and tomorrow*. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1983, (180); 7-13.
- [9] Behrens F, Kesley D. *Unilateral External Fixation Methods to Increase and Reduce Frames Stiffnes*. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 1989, (241): 48-55.
- [10] Orthofix. *Catalogo de fijadores externos miembros superior*. 2004
- [11] Ceballos A, Manent R. *Conversión de un Fijador Circular en un Fijador Externo*. *Rev Cubana Med Militar* 2000; 29(2):89-97.
- [12] Green S. *Método Ilizarov*. *Orthopaedic Clinics of North America* 1991, (22); 677-688.
- [13] Kenneth J, Leyes M, Forriol F. *Distracción Osteogenesis of the Lower Extremity with Use of Monolateral External Fixation*. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, June 1998. Vol 80-A, (6): 793-806.
- [14] Villarrubias J. *Patología del aparato extensor de la rodilla*. JIMS, Institut Catalá de Traumatología 1986, Buenos Aires Argentina.
- [15] Seide K, Weinrich N. A. *Three-dimensional load measurements in an external fixator*. *Journal of Biomechanics* 2004, (37); 1361-1369.

CAPITULO I. ANATOMÍA DE LA RODILLA

1.1 Anatomía Estructural del Aparato Extensor de la rodilla.

La rodilla está formada por las estructuras óseas, meniscos, las estructuras capsuloligamentosas y un sistema musculotendinoso cuya función es actuar sobre esta articulación. El aparato extensor de la rodilla está compuesto principalmente por tres sistemas o componentes:

- a) Componentes óseos.
- b) Componentes Musculares
- c) Componentes Tendinosos

1.1.1 Componentes Óseos

Está constituida por tres huesos que forman las superficies articulares: los cóndilos femorales, los patillos tibiales y la cara posterior de la rótula.

La rótula es un auténtico hueso sesamoideo integrado en el aparato extensor y situado entre el tendón del cuádriceps y el tendón rotuliano, su espesor varía entre 2-3 cm sin contar el cartílago, tiene como función reunir las diferentes inserciones musculares que forman el cuádriceps en una sola, el tendón rotuliano. La rótula distribuye de forma armónica las sollicitaciones y mejora el rendimiento biomecánico del cuádriceps.

El componente femoral está compuesto por la cara anterior de los cóndilos femorales. El cóndilo lateral tiene mayor altura que el interno y una distinta inclinación que el cóndilo medial. La tróclea ocupa la parte anterior de la extremidad inferior del fémur y es recorrida centralmente por un canal anteroposterior que la divide en dos vertientes. Esta disposición anatómica se adapta a la estructura articular de la rótula y aporta un papel estabilizador mecánico pasivo a la tendencia espontánea al desplazamiento lateral, característico de la rótula y secundario al modo de acción del aparato músculo-tendinoso¹.

Los patillos tibiales tienen una forma muy diferente, siendo el interno cóncavo en todos los sentidos y el externo convexo de delante hacia atrás y aplanado en sentido vertical. En sus superficies articulares existe una incongruencia que es compensada por los meniscos.

Las glenoides se apoyan sobre la tuberosidades tibiales externa e interna que también se les conoce como patillos tibiales. Los meniscos son dos estructuras cartilaginosas de forma semilunar que actúan como elementos estabilizadores de la rodilla y acompañan a los cóndilos femorales en sus deslizamientos anteroposteriores, y en su rotación sobre la superficie tibial; con una sección transversal en forma de cuña. Se divide a su vez en menisco interno y menisco externo, el menisco interno presenta una forma de "C", con un grosor aproximado de 10 mm, el menisco externo tiene una forma de "O", con un grosor que va de 12 a 13 mm.

1.1.2 Componentes Musculares

Están constituidos por el cuádriceps, músculo crural o femoral, el recto anterior, vasto medial y vasto lateral. El cuádriceps distribuye sus inserciones en forma superficial, como tendón independiente, en dirección paralela a la de la diáfisis del fémur, se encuentra la inserción del recto anterior, cuya inserción más próxima se sitúa a nivel de la pelvis, en la espina ilíaca antero-superior. Por debajo y entrecruzado sus inserciones, se encuentran las inserciones del vasto externo y del vasto interno sobre el tendón del crural o femoral, que sigue la dirección del recto anterior pero en un plano más profundo (Ver Figura 1-1).

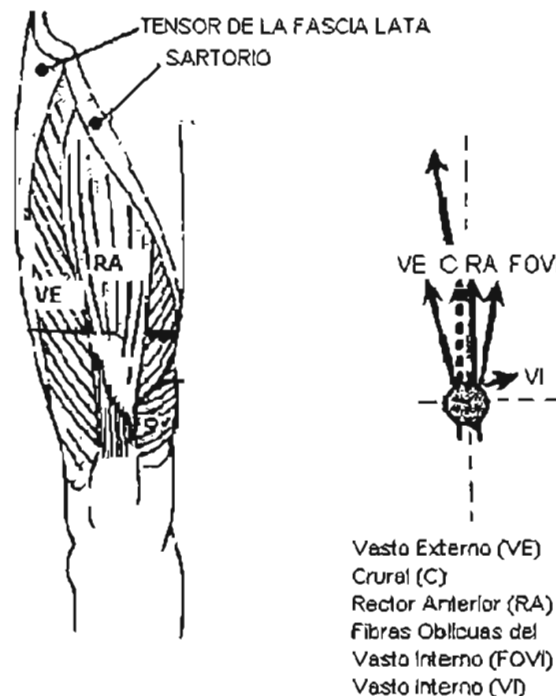


Figura 1-1. Principales músculos de la rodilla. (Cailliet R. Síndromes dolorosos. rodilla, El manual moderno 1994, Santa Fé Bogotá)²

1.1.3 Componentes Tendinosos

Formado por el tendón rotuliano, el tendón cuadricepsital y estructuras ligamentosas. El tendón cuadricepsital y el rotuliano confluyen sobre la rótula. El tendón cuadricepsital lo constituye la unión a algunos centímetros por encima de la rótula, de cuatro láminas tendinosas terminales, insertadas sobre la base de la rótula y dispuestas en tres planos:

- La lamina del recto anterior.
- La lamina del vasto externo
- La lamina del crural

El tendón rotuliano es una lámina tendinosa, voluminosa a la vez que gruesa y plana, y que se va estrechando de arriba a abajo. La terminación es común a través del tendón del cuádriceps que prolonga al tendón rotuliano y reforzado por expansiones aponeuróticas y bolsas serosas; el conjunto constituye un paralelogramo tendinosoaponeurótico. Esto condiciona el desplazamiento lateral de la rótula, al que se le oponen la estructura anatómica de la articulación femoro-patelar y el sistema de alerones fibrosos que desde los bordes de la rótula se extienden hacia los cóndilos (Ver figura 1-2). Estos son los alerones, el rotuliano medial y rotuliano lateral. En las estructuras ligamentosas se pueden encontrar tres sistemas, el sistema central, sistema lateral y sistema medial.

El sistema central está compuesto por los ligamentos cruzados o también llamados ligamentos intraarticulares, se encuentran localizados en la incisura intercondílea, recubiertos por la sinovial, que los independiza y separa de la cavidad articular.

El sistema lateral se encuentran algunas estructuras como: Cintilla de Maissiat, Ligamento capsular medio o externo, ligamento lateral externo, tendón poplíteo y sus expansiones, ligamento fabelo-peroneo o ligamento lateral externo corto y la cápsula posteroexterna.

El sistema interno está compuesto por la cápsula interna, el ligamento lateral interno también llamado ligamento colateral medial. Desde el punto de vista biomecánico es más sencillo que el sistema interno.

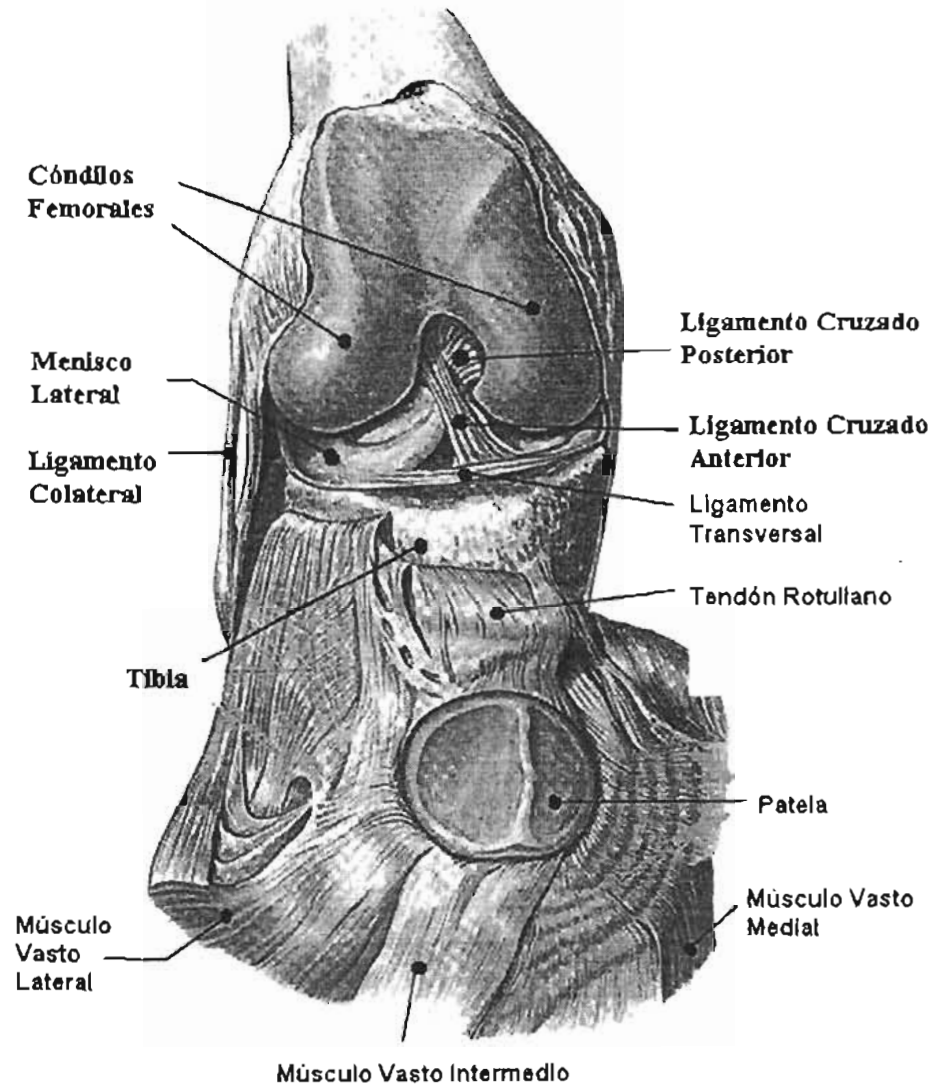


Figura 1-2. Estructura muscular de rodilla y estructura interna de la misma (Jiménez J, The Knee, MAPFRE 1994, Madrid España)³

La sangre llega a la articulación de la rodilla a través de las arterias articulares, son en un número de cinco y se distinguen, por su situación, en superiores, media e inferiores. La inervación de la rodilla proviene de cuatro orígenes diferentes: el ciático poplíteo interno, del ciático poplíteo externo, del obturador y del crural.

EL sistema regulador de la rodilla consta de unos receptores periféricos (situados en los tejidos articulares y periarticulares) que remiten la información hacia los niveles medulares correspondientes, donde unas neuronas de interposición (neuronas gama) conectan a las neuronas motoras (neuronas alfa), que desencadenan la contracción muscular, también

modulada por la tensión muscular. Así no se obtienen respuestas reflejas clásicas del todo, sino que se controlan el mayor o menor tono muscular de agonistas y antagonistas.

1.2 Articulaciones de la rodilla

La articulación de la rodilla comprende dos articulaciones diferentes en estructura y función: La articulación tibiofemoral y femoropatelar. Su movimiento es multidireccional, lo dirigen los planos de las superficies articulares opuestas, los elementos neuromusculares y las acciones restrictivas de los ligamentos.

Existen dos clases fundamentales de superficies articulares ovoidea y sillar, que son uniformemente cóncava o convexa con la superficie ovoidea.

Se considera que las superficies articulares ideales de los huesos opuestos que comprimen a una articulación son curvas perfectas que se adaptan una con otra con contacto igual en cada punto a lo largo de las superficies articulares, conociéndose a este tipo de articulaciones como articulaciones congruentes, su movimiento se efectuará alrededor de un eje fijo de rotación. En una articulación incongruente las superficies articulares se tocan en diferentes sitios y cubren un área pequeña, se considera que en el cuerpo humano solamente la articulación coxofemoral se aproxima a una articulación congruente y posee características importantes ya que esta articulación es de mayor estabilidad y de un movimiento limitado.

El movimiento de una articulación incongruente es de "vuelta" más que de rotación. Este giro de las superficies articulares combinada con la rotación, que es el movimiento de la mayor parte de las articulaciones específicamente de la rodilla, da como resultado un deslizamiento de arco.

En la rodilla, los ligamentos proporcionan la mayor parte del soporte y los músculos que proporcionan la actividad cinética.

La rodilla es una articulación prácticamente de un sólo grado de libertad, la flexoextensión. La rodilla trabaja esencialmente en compresión bajo la acción de la gravedad.²

1.2.1 Articulación tibiofemoral

La articulación tibiofemoral está formada por el extremo distal del fémur y las superficies proximales de la tibia, relaciona los cóndilos con las glenoides tibiales, aunque en gran parte lo hace a través de los meniscos. Cuenta con dos grados de libertad de movimiento, toma parte en un juego activo complejo, pero incluido en un conjunto funcional y apto para equilibrar en todo momento el peso.

El fémur, visto de manera lateral, es recto en su superficie anterior y curvo en la posterior. El cóndilo femoral interno tiene un diámetro transversal más pequeño, pero la longitud es más larga que los cóndilos laterales. Estas superficies articulares del fémur tienen una semejanza a las superficies de los cóndilos tibiales. La flexión o extensión de la rodilla es una combinación de la rotación alrededor de un eje sagital de los cóndilos femorales y un movimiento de deslizamiento de traslación. Durante la flexión, la tibia rota internamente alrededor de su propio eje vertical, y durante la extensión, rota externamente alrededor del mismo eje y se desliza sobre toda la superficie de los cóndilos femorales internos.

A medida que la tibia se desliza sobre las superficies articulares de los cóndilos femorales en la extensión, atraviesa toda la superficie de los cóndilos femorales externos. Esta articulación sólo interviene en extensión cuando la estabilidad es adquirida pasivamente por un desalineamiento de frente y un alineamiento de perfil de los ejes anatómicos, y por una rotación externa de la tibia

1.2.2 Articulación femoropatelar

Esta articulación relaciona la tróclea femoral con la cara posterior de la rótula, tiene un grado de libertad y toma parte en un juego activo siempre. Es una articulación anatómicamente compleja, con una función íntimamente relacionada al mecanismo extensor de la rodilla. La rótula se encuentra adentro del tendón del cuádriceps y participa en la actividad mecánica del cuádriceps, la articulación de la rodilla está inervada por un gran número de ramificaciones articulares de las ramas nerviosas musculares que proceden de los nervios crural, obturador, ciático poplíteo interno y ciático poplíteo externo. Esta articulación no interviene en extensión más que cuando la rótula está exteriorizada en posición alta, en el seno de un aparato extensor y movable transversalmente.

Cuando la rótula se mueve sobre los cóndilos femorales, los sitios de contacto varían dependiendo del grado preciso de flexión-extensión. Los sitios de soporte de peso están representados en la Figura 1-3 en diferentes grados de flexión-extensión. La rótula recorre sobre el fémur, al ir de extensión a la flexión una trayectoria de arriba hacia abajo y de fuera hacia dentro. En extensión la rótula se encuentra lateralizada sobre el cóndilo externo.

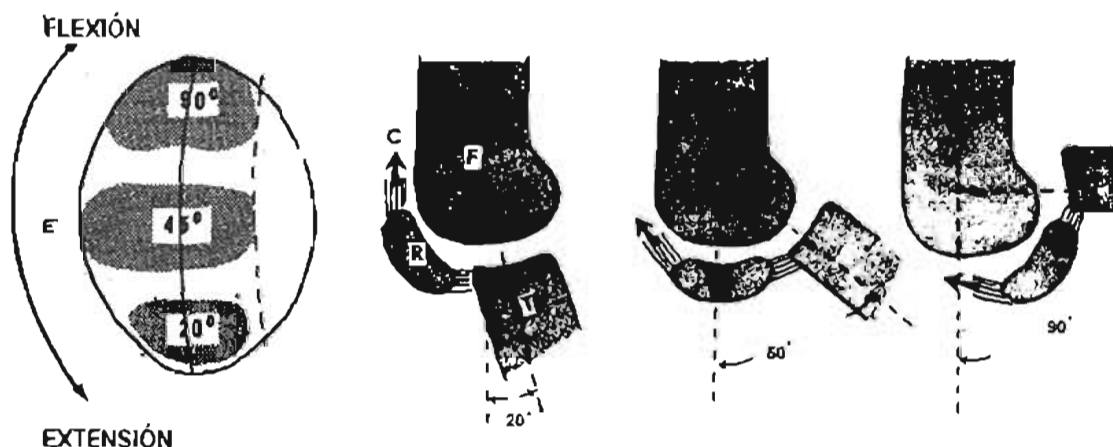


Figura 1-3. Elemento de contacto en flexión y extensión, (Cailliet R. Síndromes dolorosos, rodilla, El manual moderno 1994, Santa Fè Bogotá)²

La rótula juega un papel significativo ya que funcionalmente trabaja como eslabón del aparato extensor de la rodilla. Su función principal es el aumentar el brazo de palanca efectivo del cuádriceps, en la extensión de la rodilla o resistiendo la flexión de la misma.

Factor muscular

El elemento principal activo estabilizador es el músculo cuádriceps femoral; por contracción isométrica de cada una de sus porciones en estado longitudinal y transversal establece:

- Zona de estabilidad mínima de 0°-30° al encontrarse sobre el plano muscular el componente de extensión reducido. Sobre el plano osteoligamentario, los alerones están distendidos, mientras que sobre el plano óseo la tibia se sitúa en rotación externa, y la rótula es alojada en gran parte de la fosita supratroclear.

Con relación al fémur, se establecen diferentes zonas de apoyo, dependiendo del grado de flexión³.

- De 0° a 10°, sólo el tercio inferior entra en contacto con la tróclea: la estabilidad rotuliana es precaria.
- De 10° a 30°, el tercio inferior rotuliano entra en contacto con la porción superior de la tróclea: la estabilidad rotuliana es mayor.
- De 30° a 60° el tercio medio rotuliano entra en contacto con el tercio medio troclear, con lo que la rótula y tróclea están geométricamente y dinámicamente encajadas, siendo su grado de estabilidad biomecánicamente perfecto.
- De 60° a 90° el tercio superior de la rótula se apoyan sobre la porción inferior del área troclear.
- Más de 90°, la rótula se introduce en la escotadura intercondílea y sólo las porciones marginales de sus carillas, en particular la lateral, realizan el contacto femoro-tibial.

Con relación a la tibia, a la que se encuentra unida por su fijación por el tendón rotuliano, la rótula realiza, en los movimientos de flexoextensión, dos desplazamientos.

- En el plano sagital, la rótula se desplaza sobre un arco de círculo que tiene a la tuberosidad tibial anterior por centro y al tendón rotuliano como radio, delimitándose en extensión entre rótula y tuberosidad tibial anterior con la vertical, un ángulo abierto hacia adelante de 15°. En el conjunto de los movimientos de flexión, la rótula se desplaza 35°.
- En el plano frontal, la rotula se encuentra situada en el vértice del ángulo músculo-tendinoso abierto hacia afuera.

Se ha demostrado que la proporción de rodadura y de desplazamiento de los cóndilos sobre las glenoides en la flexoextensión no era la misma durante todo el movimiento de flexo-extensión: a partir de una extensión máxima, el cóndilo empieza a rodar sin resbalar, a continuación el deslizamiento comienza a predominar cada vez más sobre la rodadura, de tal manera que al final de la flexión el cóndilo resbala sin rodar⁴.

1.3 Músculos flexores y extensores de la rodilla

Se entiende como extensión al movimiento que aleja la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo; mientras que la extensión activa depende esencialmente de la posición de la cadera: de hecho la eficacia del recto anterior, como extensor de la rodilla, aumenta con la extensión de la cadera y la extensión pasiva que es el movimiento que complementa la extensión de la rodilla; se trata del movimiento que se efectúa normalmente durante la marcha. El movimiento poderoso y la estabilidad de la rodilla se debe a varios músculos que cruzan la articulación por la parte anterior, por la parte posterior y a ambos lados. Tales músculos se clasifican de acuerdo a su función en: grupo de los extensores anteriores, flexores posteriores, aductores internos y abductores externos. Se sabe que los abductores y aductores son rotadores y a la vez estabilizadores.

La función del cuádriceps es vital para la extensión completa la cual se realiza a través de su límite o arco de movimiento, actuando como antagonista de los isquiotibiales y de la gravedad. Por varias décadas se creyó que el vasto interno se contraía en los últimos grados de extensión; evidencias recientes indican lo contrario. Los estudios electromagnéticos han mostrado contracción de todos los segmentos de los grupos de los cuádriceps a través del límite de 0° a 90° de flexión³. Los principales músculos que actúan sobre la articulación de la rodilla son los cuatro segmentos del cuádriceps crural, éstos actúan en varias formas como lo son la extensión de la tibia sobre el fémur, rotación externa de la tibia en los últimos grados de extensión y en la desaceleración de la rodilla en la marcha. Pero la fuerza del cuádriceps necesaria para extender la rodilla contra una resistencia varía también según como se aplique ésta. Ya que no es lo mismo extender la rodilla con un peso colocado sobre el pie que luchar contra una resistencia de un peso igual, pero aplicado a través de un sistema de poleas.

La acción del cuádriceps sobre la rótula se hace según un eje, cuya dirección depende de la magnitud relativa de las tensiones de sus cuatro componentes y de las direcciones de aplicación de estas. Ver Figura 1-4. El músculo cuádriceps es un músculo potente, tiene una superficie de su sección transversal de 148 cm². Además de ser tres veces más potente que los flexores.

Existen métodos vectoriales para calcular las fuerzas que actúan en el cuádriceps, bajo ciertas condiciones de carga, esto es mediante un modelo que representa el sistema femoro-patelar, en donde la rótula se considera como una polea. El aparato extensor de la rodilla está compuesto por la asociación de estructuras musculares, tendinosas y óseas, que forman un complejo funcional básico para la estabilización de la rodilla en la fase más importante.

Componentes óseos: rótula y cóndilos femorales (tróclea).

Componentes musculares: Crural (Cr), recto anterior (RA), vasto externo (VE) y vasto interno (VI).

Componentes tendinosos: tendón cuádriceps, tendón rotuliano, alerón medial y alerón lateral.

El crural, vasto interno y vasto externo, pertenecen al grupo de músculos monoarticulares del cuádriceps, mientras que el recto anterior pertenece al grupo de músculos biarticulares.

Los músculos monoarticulares son únicamente extensores de la rodilla, aunque tienen un componente lateral⁴.

El vasto Interno es más potente que el vasto externo, tiene como fin evitar la luxación de la rótula hacia fuera.

Por otro lado el recto anterior representa sólo una quinta parte de la fuerza total del cuádriceps y no puede realizar por sí mismo la extensión máxima, el recto anterior es tanto flexor de cadera, como extensor de rodilla. Esta circunstancia depende de la posición de la cadera, de la misma manera, la acción como flexor de cadera está supeditada a la posición de la rodilla.

No se debe descartar de igual manera el complejo sistema de la musculatura flexora, en la cual se considera el semimembranoso, el sartorio, el recto interno y el semitendinoso. Las características de cada uno se muestra en la Tabla 1⁵.

ACCIÓN	MÚSCULOS IMPLICADOS
FLEXIÓN DE LA RODILLA	<ol style="list-style-type: none"> 1. Biceps Crural. 2. Semitendinoso. 3. Semimembranoso. 4. Recto Interno. 5. Sartorio. 6. Poplíteo. 7. Gemelos. 8. Tensor de la Fascia lata.
EXTENSIÓN DE LA RODILLA	<ol style="list-style-type: none"> 1. Recto Anterior. 2. Vasto Interno. 3. Crural. 4. Vasto Externo. 5. Tensor de la fascia lata (si la rodilla está en extensión o hasta 30° de flexión)

Tabla 1. Músculos Flexores y Extensores de la Rodilla. (Villarrubias J. Patología del aparato extensor de la rodilla, JIMS, Institut Catala de Traumatologia 1986. Buenos Aires)⁵

El músculo semimembranoso se divide en tres haces: tendón directo, tendón reflejo y el tendón recurrente, este último constituye el ligamento poplíteo oblicuo de la cara posterior de la tibia. El sartorio, el recto interno y el semitendinoso se insertan por debajo de la tuberosidad interna de la tibia, formando la llamada pata de ganso que cubre la parte distal de la porción superficial del ligamento lateral interno. Todos estos músculos actúan como flexores y rotadores internos de la tibia.

La musculatura extensora de la rodilla actúa durante la marcha de la siguiente forma: el cuádriceps, al principio de la fase de apoyo amortigua la flexión de la rodilla y posteriormente inicia la extensión de la misma. El recto anterior actúa al final del periodo de apoyo y principio de la fase oscilante, impulsando la pierna hacia adelante. Mientras que la musculatura flexora actúa cuando los gemelos entran en acción y la rodilla está en su primer periodo de extensión, amortiguando este movimiento e iniciando la flexión desde un 40% a 50% del ciclo^{6,7}. El sartorio actúa entre el 62% y 75% del ciclo. El bíceps semimembranoso y semitendinoso actúan al final del periodo oscilante frenando la extensión que sufre la rodilla en esta fase por el efecto de la gravedad.

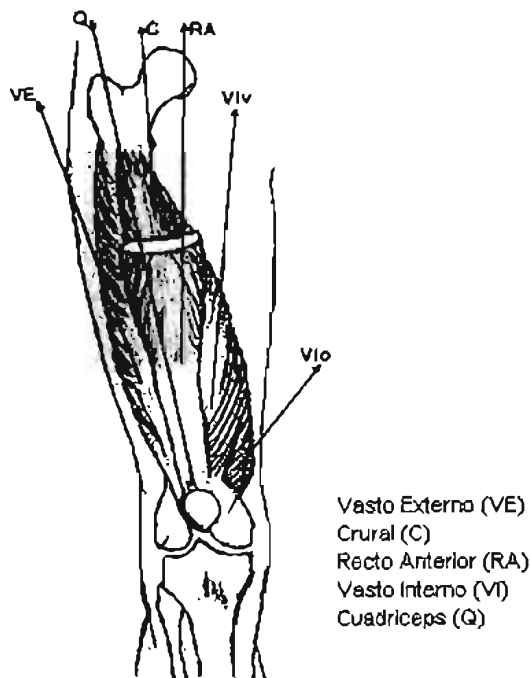


Figura 1-4 Línea de acción del cuádriceps y sus componentes, (Cailliet R. Síndromes dolorosos, rodilla, El manual moderno 1994, Santa Fé Bogotá)²

Los músculos de la parte posterior del muslo y de la pierna que cruzan la rodilla, flexionan y rotan la pierna sobre el fémur. El grupo interno comprende los músculos semimembranoso y semitendinoso, los cuales, cuando se flexionan internamente, rotan la pierna sobre el fémur, los músculos flexores reciben su inervación del nervio ciático. El músculo lateral de la rodilla del grupo de los músculos de "la corva" es el bíceps crural, ver figura 1-5.

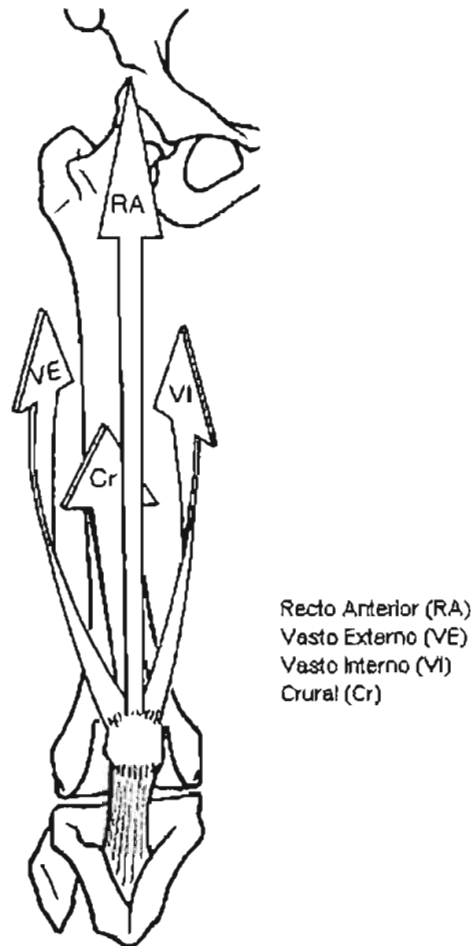


Figura 1-5. Músculos extensores de la rodilla, (Kapandji A. Fisiología articular Vol II. Miembro inferior. 5ª edición, Panamericana 2001, Madrid, España)⁸

La rodilla puede ser extendida por cualquiera de los componentes individuales del cuádriceps: vasto externo, crural, vasto interno y recto anterior del muslo. La rodilla no se puede extender sólo con las fibras oblicuas del vasto interno.

En extensión es más vulnerable a las fracturas articulares y a las rupturas ligamentosas, debido a que existe un segundo grado de libertad que es la rotación del eje longitudinal de la pierna, que sólo aparece cuando la rodilla está flexionada.

1.4 Fisiología de los ligamentos en flexoextensión

Los ligamentos son una clase de tejido conjuntivo, son similares en estructura y función a los tendones excepto por la disposición de las fibras colágenas componentes. En los ligamentos es más irregular que en los tendones. Los ligamentos también comprenden más fibras de elastina dentro de las fibras colágenas, el ligamento cruzado anterior está

formado por múltiples fibras colágenas del tipo I. Tanto los ligamentos laterales internos como externos se tensan en la extensión completa de la rodilla. La unión de los ligamentos cruzados al fémur y a la tibia se realiza por interdigitaciones de fibras de colágeno, con sustancia fundamental ósea; el cambio brusco de tejido ligamentoso flexible a óseo rígido, está mediatizado por un área de transición de fibrocartílago mineralizado. La estabilidad de la articulación de la rodilla depende de potentes ligamentos, tanto cruzados, como laterales. Se pueden considerar cada fibra como un pequeño resorte elemental. Aunque se consideran como un conjunto de fibras, estas no son siempre paralelas entre sí, se organizan en planos laterales retorcidos sobre sí mismos.

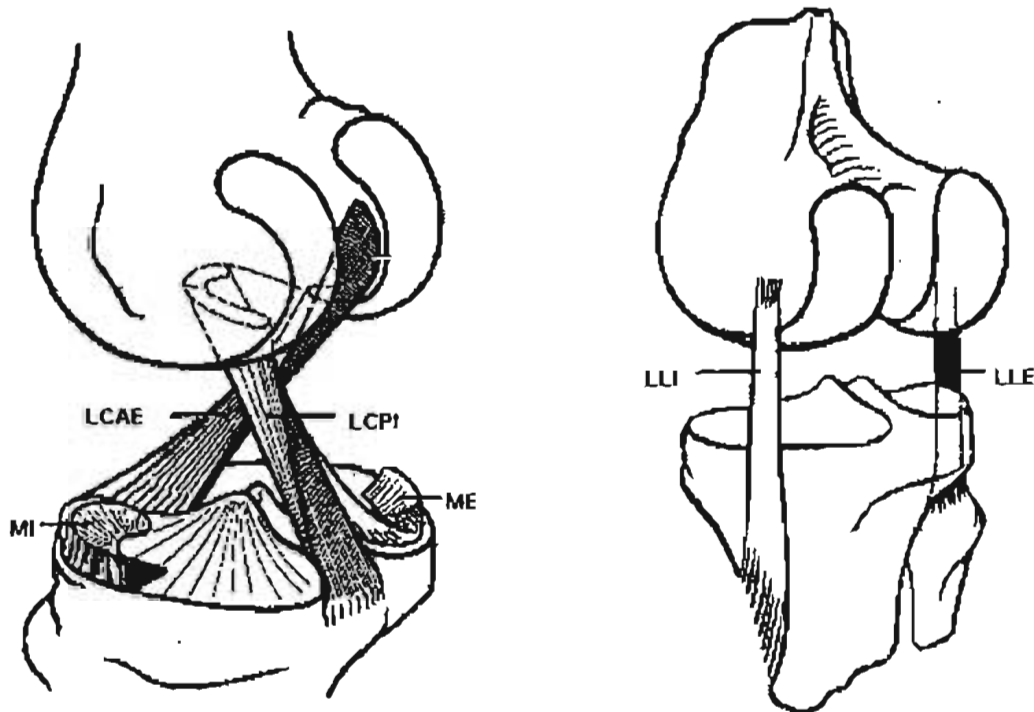


Figura. 1-6 Izquierda. Ligamentos Cruzados, (LCAE) Ligamento cruzado anterior externo, (LCPI) Ligamento cruzado posterior interno, (MI) Menisco interno, (ME) Menisco externo, Derecha Ligamentos laterales, (LLI) Ligamento lateral interno, (LLE) Ligamento lateral externo. (Kapandji A. Fisiología articular Vol II. Miembro inferior. 5ª edición, Panamericana 2001, Madrid España)⁸

Los ligamentos son considerados fibras de estructura muy densa y muy sólida, representan los medios de fijación y unión más resistentes de la articulación de la rodilla, por lo que su elongación condiciona necesariamente una alteración de la unión articular. Se reconoce que al tratarse de ligamentos cortos tienen poca reserva de elasticidad.

1.4.1 Ligamento cruzado anterior

Se encuentra localizado desde el borde anterior de la espina tibial interna y superficie rugosa preespinal, en dirección oblicua casi horizontal, hacia arriba, atrás y afuera, con una longitud promedio de 38 mm. La longitud mínima se ha obtenido con la rodilla en extensión, rotación externa y varus. La longitud máxima se ha medido con la rodilla en flexión de 90 grados. El ligamento cruzado anterior presenta diferente calibre; a nivel del tercio superior (femoral), es de 7.90 mm (mínimo 6 mm, máximo 11 mm); en el tercio medio, 7.7 mm (mínimo 5.5 mm, máximo 9 mm); siendo mayor en el inferior (tibial), 8.5 mm (mínimo 6 mm, máximo 12.5 mm). El diámetro menor corresponde constantemente al tercio medio, por lo que algunos lo asemejan a un reloj de arena. Ver Figura 2-6. Recibe su vascularización de la arteria articular media por su extremidad proximal femoral^{7,9}

El ligamento queda tenso en todas las amplitudes de movimiento y en los grados extremos de flexión y extensión de la articulación. Sus funciones principales comprenden el control de los siguientes movimientos:

1. Desplazamiento hacia adelante la tibia sobre el fémur.
2. Movilidad lateral en flexión y extensión.
3. Rotación en flexión y extensión.
4. Hiperextensión.
5. Hiperflexión.

La importancia del ligamento cruzado anterior radica en que le proporciona estabilidad a la rodilla, pero existen otros factores por los cuales se considera un elemento importante tales como:

- a) Impide las luxaciones en la parte anterior.
- b) Limita la rotación de la tibia sobre el fémur.
- c) Limita la tensión valgus y varus sobre la rodilla.

El ligamento cruzado anterior se caracteriza por :

- 1) La inserción tibial es más resistente que la femoral.
- 2) El ligamento se horizontaliza en flexión y se verticaliza en extensión. (Figura 1-6.)
- 3) La extensión interna del ligamento no es constante ni uniforme en sus componentes fasciculares ni en los arcos de movimiento de la articulación de la rodilla. A los 90-95° es cuando posee mayor resistencia.
- 4) La inserción en el fémur se hace muy posterior, muy cercana a la cortical posterior; en forma de arco de círculo, con su borde anterior recto y posterior convexo.

La longitud máxima y mínima está referida a dos parámetros constantes:

Rodilla en extensión, rotación y varo, formando como puntos fijos el más posterior y externo de la fijación tibial, y el más inferior de la superficie de fijación condílar, es equivalente a la longitud mínima.

Rodilla en flexión de 90°; tomando como puntos fijos el más anterior e interno de la fijación tibial y el más alto del anclaje en cara axial del cóndilo, corresponde a la longitud máxima, de 3.40 cm (mínima de 2.7 cm, máxima 4.10 cm) y 1.90 cm (mínima 1.2 cm, máxima 2.6 cm).

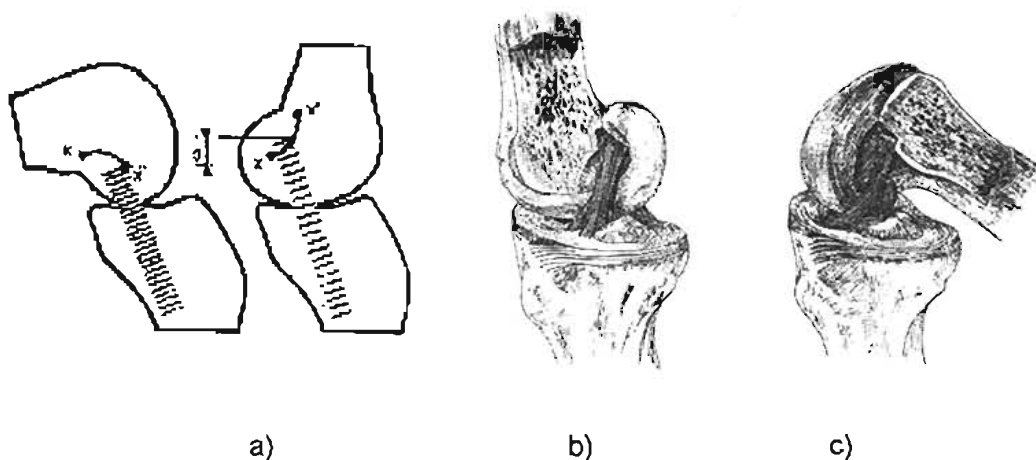


Figura 1-7 a) Rodilla en extensión: el ligamento lateral distendido y contraído, b) Ligamento cruzado posterior, ambos fascículos y el ligamento menisco-femoral forman un ángulo de 40° sobre la plataforma tibia. C) Rodilla en flexión de 90°: el ligamento cruzado posterior se dispone formando un ángulo similar al anterior. (Norman S, Ligament and extensor mechanism injuries of the knee, Mosby 1991, Boston E.U)⁶

Biomecánicamente, la integridad del ligamento cruzado anterior es esencial para el normofuncionamiento de la articulación de la rodilla, ya que impide el movimiento de tracción o desplazamiento anterior de la tibia en flexión, impide la hiperextensión⁶, controla el desplazamiento en la rotación interna y limita el valgus-varo en todos los grados de flexión proporcionando mayor estabilidad articular al dirigir el mecanismo de "atornillado". Globalmente los ligamentos cruzados aseguran la estabilidad anteroposterior de la rodilla.

1.4.2 Ligamento cruzado posterior

Representa un excelente medio biomecánico de fijación del menisco externo y debe ser interpretado como una formación propia meniscal y no dependiente del ligamento cruzado. Posee el doble de resistencia que el ligamento cruzado anterior y actúa recíprocamente con el ligamento cruzado anterior. Tiene una forma amplia y plegada de lámina que se fija en la tibia, en el área rugosa situada en la porción posterior del platillo tibial. El ligamento cruzado posterior trabaja básicamente como estabilizador de la rodilla, se vuelve más tenso en la rotación interna de la tibia sobre el fémur al soportar el peso de la pierna, que es una de sus funciones principales, además de resistir la hiperextensión de la rodilla y ayuda a su estabilidad interna⁵. Su dirección es hacia arriba, adentro y adelante. Visto desde la inserción tibial, tiene una longitud promedio de unos 38 mm, es característico de él que la anchura va disminuyendo de la inserción proximal a la distal. Estructuralmente, está formado por fibras que se agrupan en dos fascículos⁹. Su vascularización es a partir de sus inserciones proximales y distal, por algunos vasos capilares procedentes de la arteria poplítea y de las arterias articulares inferiores. Por este hecho el ligamento cruzado posterior está mejor vascularizado que el cruzado anterior.

Su función principal consiste en impedir el desplazamiento, hacia atrás, de la tibia sobre el fémur. El inicio del movimiento opuesto de flexión está caracterizado por un aumento momentáneo de la tensión del ligamento menisco-femoral dependiente al desplazamiento que hacia fuera realiza la porción posterior del plano tibial. Ver Figura 1-6.

Con la progresión del movimiento de flexión, el ligamento menisco-femoral se relaja, alcanzando la máxima amplitud de relajación entre los 25° a 30°. En la flexión completa, el ligamento menisco-femoral se tensa de nuevo como consecuencia del desplazamiento

hacia delante del fémur, por lo que los dos cóndilos se deslizan de atrás hacia delante, mientras que el menisco externo se desliza en dirección opuesta.

En rotación máxima, el ligamento está relajado; en la rotación interna máxima. En la mecánica articular de la rodilla, este ligamento entra en tensión parcial en la extensión completa y rotación interna pasiva; consecuentemente, el máximo grado de tensión se presenta en la flexión completa, momento en que la distancia que separa la inserción femoral del ligamento arrastrado por el desplazamiento hacia delante de los cóndilos femorales, de la inserción meniscal, y desplazado hacia atrás por la traslación posterior del menisco externo es máxima.

1.4.3 Ligamento lateral interno

Se caracteriza por ser una resistente cinta fibrosa triangular, aplanada en su base anterior y con vértice anclado al menisco interno, tiene una longitud de 10 a 12 cm, es más ancho en su porción media, ya que va de 2 a 2.5 cm y con un grosor de 0.4 mm que aumenta gradualmente de vértice a base. Posee características importantes tales como:

- 1) Es el principal estabilizador del valgo articular.
- 2) Sus fibras anteriores se tensan con la flexión, mientras que las posteriores se relajan.
- 3) Con la flexión el ligamento se desliza hacia atrás y con la extensión hacia delante.

La irrigación vascular del ligamento lateral tiene ligeras variaciones según la superficialidad o profundidad del mismo. La parte distal está irrigada por la arteria articular inferointerna, la superficial está irrigada por dos pedículos¹⁰.

1.4.4 Ligamento lateral externo

Está formado por dos fascículos de fibras que desde la cabeza del peroné se dirigen hacia arriba y adelante, fijándose en el cóndilo femoral externo. Es un ligamento intrínseco, ya que no establece relación con la cápsula articular, de la que constantemente está separado por la interposición de una bolsa serosa. Tiene una longitud de 5 a 6 cm y un grosor medio de 5 mm. Este ligamento peroneo-sesamoideo, o ligamento lateral corto, es lo que se describe en los libros de patología con el nombre de ligamento fabeloperoneo. Está cubierto en su mitad proximal por la cintilla de Maissiat o tracto iliotibial y en su mitad distal por el tendón del bíceps. El ligamento lateral externo está tenso en extensión de la rodilla y en la rotación interna de la tibia. Figura 1-6a.

Su vascularidad depende exclusivamente de las dos arterias articulares externas, superior e inferior.

1.5 Biomecánica de la rodilla en extensión

La rótula tiene como función primordial ser un eslabón del aparato extensor de la rodilla. Su principal función es el aumentar el brazo de palanca del cuádriceps, en la extensión de la rodilla o tratando de resistir la flexión de la misma. Además reúne los cuatro vientres musculares que forman el cuádriceps, centralizando su fuerza tensil y transmitiéndolas al tendón rotuliano. La rodilla presenta una movilidad en los tres planos del espacio: sagital, horizontal y frontal. Los movimientos en el plano sagital son los de flexoextensión, que van asociados a otros de rotación axial femorotibial y una cierta movilidad en el plano frontal. La movilidad que tiene en el plano horizontal es el de la flexoextensión y es un movimiento que va asociado axialmente al fémur y la tibia. Así, al pasar de la extensión a la flexión de la rodilla, la tibia hace una rotación. De esto se deduce que el eje articular de movimiento más importante es en el eje transversal, alrededor del cual se realizan los movimientos de flexoextensión que ocurre en el plano sagital y que atraviesa los cóndilos femorales en el sentido horizontal. Ver figura 1-8. El eje de la diáfisis del fémur no está situado en la prolongación del eje de la pierna y forma con este último un ángulo de 170° a 175° , denominado valgo fisiológico de la rodilla.

Los momentos flexores que van a aplicarse sobre la rodilla, en función de las cargas que gravitan posteriormente a ella y de la extensión de los músculos flexores de la misma, se ven controlados, contrarrestados y equilibrados por la acción del cuádriceps. Esta se ejerce a través del aparato extensor, del que la rótula es pieza fundamental. De esta forma se produce un estado de esfuerzos complejos, en el que se combinan sollicitaciones de tensión, compresión y flexión, según las zonas de la rótula y la posición funcional de la rodilla.

El momento extensor que es capaz de producir este músculo varía según el tipo de contracción que efectúe. Smidt¹¹ registró un momento máximo de 110 N-m, entre 45 y 60 grados de flexión, en contracción isométrica o excéntrica. En concéntrica es sólo el valor de 90 N-m, para una flexión de 35-60 grados. La extensión de la rodilla, desde una flexión de 90 grados, demanda del músculo una fuerza entre seis y nueve veces el peso levantado.

En el plano sagital, la estática puede alterarse por una actitud rígida y limitada de la rodilla. Las mejores transmisiones de carga se realizan en extensión completa de la esta articulación, por lo que un movimiento en flexión permite menor contacto entre fémur y tibia, a la vez que la tibia se comporta como un plano inclinado.

Durante el movimiento la rodilla transmite cargas a través de la articulación femorotibial y de la femoropatelar. Las fuerzas de compresión femorotibial llegan hasta tres veces el peso corporal durante la marcha. Estas fuerzas alcanzan a cuatro veces el peso corporal cuando se suben escaleras¹⁰. Los meniscos colaboran en la distribución de estas fuerzas y soportan entre un medio y un tercio del peso corporal. La rótula distribuye los esfuerzos del aparato extensor y permite aumentar el brazo de palanca del cuádriceps, que pasa de estar apoyado en el fémur distal a apoyarse en la rótula interpuesta. Así aumenta la potencia del aparato extensor cuando la rodilla se encuentra en extensión. Sin embargo, en la flexión de la rodilla, la rótula sufre una fuerza de compresión creciente sobre el fémur, al aumentar el brazo de palanca del cuádriceps.

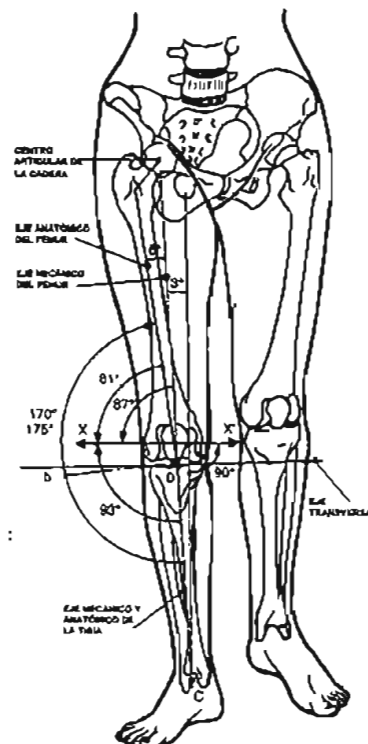


Figura. 1-8 Ejes mecánicos de la rodilla. (Kapandji A. Fisiología articular Vol II. Miembro inferior. 5ª edición, Panamericana 2001, Madrid, España)⁸

	FMR	FRE	ELMAX	ELELAS
	[N]	[N]	[%]	[%]
LCA	610	552	30.5	22.6
LCP	527	455	27	21
LLI	566	531	12.5	11
LLE	406	328	19	11.3

Tabla 2. Resistencia a la ruptura y cedencia. (LCA) ligamento cruzado anterior, (LCP) ligamento cruzado posterior, (LLI) ligamento lateral interno, (LLE) ligamento lateral externo, (FMR) fuerza máxima de ruptura, (FRE) fuerza de resistencia elástica, (ELMAX) elongación máxima, (ELELAS) elongación elástica. (Josa S. Lesiones ligamentosas de la rodilla, JIMS 1990, Buenos Aires Arg)⁷

Las propiedades mecánicas de los ligamentos de la rodilla son importantes ya que juegan un papel esencial en los esfuerzos que reciben durante ciertos movimientos, aunque su resistencia y elasticidad ha sido estudiada experimentalmente por distintos autores en donde han sido sometidos a distintas fuerzas de tensión y en ángulos de ataque diferentes, dichos estudios pueden ser observados y resumidos en la siguiente tabla en la que Bonnel⁷ sometió los ligamentos a cuatro sollicitaciones: fuerza máxima de ruptura (FMR), fuerza de resistencia elástica (FRE), elongación máxima (ELMAX) y elongación elástica (ELELAS). Los resultados se muestran en la Tabla 2.

Referencias.

- [1] Wiesel S, Dehalay J. Ortopedia fundamentos. Panamericana 1993, Buenos Aires, Argentina.
- [2] Cailliet R. Síndromes Dolorosos, Rodilla. El Manual Moderno 1994, Santa Fé de Bogotá, Colombia.
- [3] Jiménez J. The Knee; morphogenesis, anatomy, approach routes. MAPFRE 1994, Madrid, España.
- [4] Stanley J, Stanley W. Jacob, Ash C. Anatomía y Fisiología Humana. Interamericana 1987, México.
- [5] Vilarrubias J. Patología del Aparato Extensor de la Rodilla. JIMS , Institut Catala de Traumatología 1986, Buenos Aires, Argentina.
- [6] Norman S, Roselius E. Ligament and Extensor Mechanismo Injuries of the Knee; Diagnosis and treatment, Mosby 1991, Boston, E.U.
- [7] Josa S, Rocossa A. Lesiones ligamentosas de la Rodilla, Diagnóstico y Tratamiento, JIMS 1990, Buenos Aires, Argentina.
- [8] Kapandji A. Fisiología Articular Vol. II. Miembro Inferior. 5ª Edición, Panamericana 2001, Madrid, España.
- [9] Concejero V, Madrigal J. Traumatología de la Rodilla. Panamericana 2002, Madrid, España.
- [10] Segal P, Marcel J. La Rodilla. Masson 1985, Barcelona, España.
- [11] Comín M, Dejoz R, Atieza C. Biomecánica articular y sustituciones protésicas. Instituto de Biomecánica de Valencia, 1998, Valencia, España.

CAPÍTULO II. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

2.1 Planteamiento del Problema

La poliomielitis es una enfermedad infecciosa que en México ha sido erradicada y cuyo último brote se presentó hace más de dos décadas¹, en la actualidad las secuelas de se ven presentes en adultos que padecieron esta enfermedad en su niñez. Algunas de estas afecciones fueron progresivas manifestándose en una pérdida de flexión de rodilla a causa de la contractura de los elementos que componen el músculo. Aunque también se tienen registros en personas que tuvieron un nacimiento prematuro. Una gran deformidad en flexión que impida la deambulacion, es el resultado de un mal tratamiento en muchos de los procesos patológicos que afectan la rodilla.

Una alternativa para la corrección de estas deformidades fue desarrollada y evaluada en el Instituto Nacional de Ortopedia (INO), antecesor del actual Centro Nacional de Rehabilitación (CNR). Este procedimiento se utilizó en una sola ocasión para la deflexión de las dos rodillas de un paciente con secuelas de polio (figura 2-1). El paciente, de 27 años, había ingresado al servicio de Deformidades Neuromusculares con ambas rodillas contracturadas en flexión, con ángulo de 100-110°.

La estrategia terapéutica consistía en separar la articulación tibio-femoral mediante la aplicación de un fijador externo, el cual se uniría a ambos huesos a través de clavos de Schanz. Al mismo tiempo, se dispondría de dos sistemas de poleas, de modo que se aplicarían dos cargas de manera externa una a través del clavo de Schanz de la tibia y otro a través de un clavillo insertado en el calcáneo. La figura 2-2 muestra el sistema de distracción en forma esquemática.

Este fijador, denominado distractor, fue diseñado para tal fin en el laboratorio de Biomecánica por Zeferino Damián Noriega^{2,3,4}, siguiendo las indicaciones del Servicio de Deformidades Neuromusculares. El distractor está formado por dos candados en clavos externos, los cuales sujetan los clavos de Schanz, pudiéndose ajustar a distintas angulaciones. Hacia el centro tiene un cilindro hueco con dos roscas internas, las cuales se atornillan a igual número de barras roscadas, unidas a los candados. Una de las barras tiene una rosca derecha, en tanto que la otra tiene una rosca izquierda; de modo que, al

girar el cilindro en sentido antihorario, el distractor se alarga. Por el contrario, si se gira el cilindro en sentido horario, el distractor se acorta.

Durante el tratamiento se establece un ritmo de distracción, que varía entre 0.3 y 0.5 mm cada 12 horas. De esta forma se van separando la tibia del fémur, auxiliado por el sistema completo de distracción se logra dar artrodiastasis (separación de la articulación) y la deflexión de la rodilla.



Figura 2-1 Paciente Asistido por Servicio de Deformidades Neuromusculares

El distractor posee las siguientes características: tornillos tipo Schanz para hueso trabecular de 6 mm de diámetro, fabricados en acero inoxidable AISI 316L, con una distancia entre tornillos de 60 mm, una barra de distracción de acero inoxidable AISI 303 (ver figura 2-3). Dicho dispositivo fue el elemento externo que permitió separar el fémur de la tibia de manera gradual, hasta obtener una deflexión completa: A la acción de separar una articulación se le conoce como artrodiastasis. Este tratamiento se aplicó por un periodo de doce a trece semanas. La artrodiastasis se inició a los dos días del postoperatorio durante trece semanas, deteniéndose hasta que se consideró haber logrado una suficiente separación para deflexionar la rodilla sin causar fricción del cartílago articular. Los resultados fueron favorables en la rodilla izquierda, obteniéndose una separación de 20 mm entre rodilla y fémur, y una deflexión completa obtenida con el sistema de tracción esquelética (Figura 2-2). La carga aplicada de 9.81 a 49 N y 9.8 a 19.6 N, para la tibia y el calcáneo respectivamente. Se aplicó una distracción máxima de 20 mm, es decir el doble de lo que se reporta en la bibliografía.

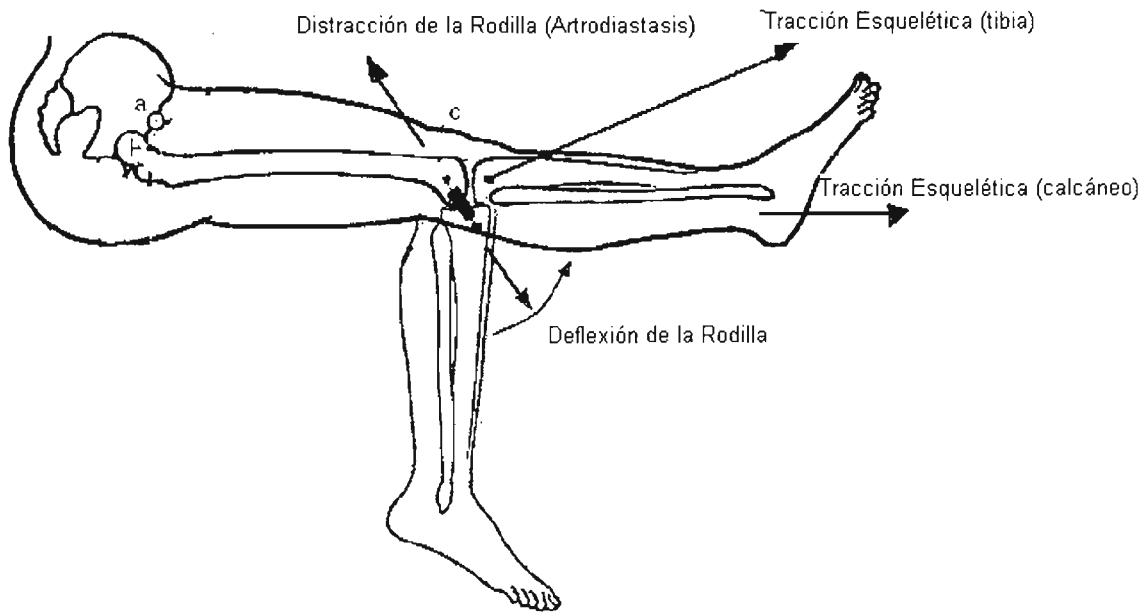


Figura 2-2. Sistema de distracción aplicado a rodilla izquierda en donde se obtiene deflexión completa. (Josa S, Lesiones ligamentosas de la rodilla, JIMS 1990, Buenos Aires, Argentina)⁵

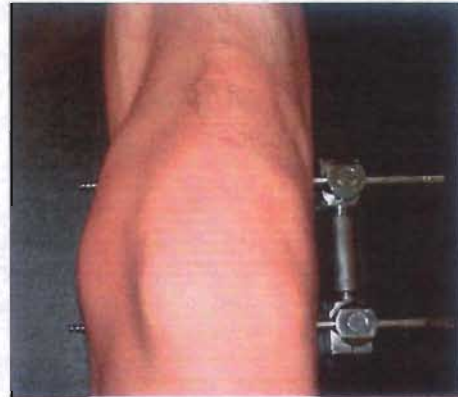
Un segundo distractor se aplicó en la rodilla derecha durante doce semanas. La colocación se hizo de tal manera que la barra de distracción quedó paralela al eje longitudinal de la tibia (ver figura 2-4); los dos tornillos se insertaron con dirección látero-medial, el proximal en el centro de los cóndilos femorales de manera no transfectiva respecto a los tejidos blandos y el distal de manera transfectiva, en la metáfisis proximal de la tibia, a unos 50 mm por debajo de la superficie articular, fuera del sitio de inserción tendinosa de los músculos flexores, con un sistema de tracción esquelética similar al de la rodilla izquierda, pero con una carga de 9.81 a 29.4 N, en la parte distal y 9.8 N en el proximal (ver figura 2-2), obteniéndose una deflexión sólo de 120°, con 18 mm de separación, ya que el paciente manifestó dolor al aplicarse más de 29.4 N de carga en el tornillo distal transfectivo.

El tratamiento se aplicó con el paciente hospitalizado, ya que se encontraba imposibilitado de deambular. Se le aplicó una distracción de 0.3 a 0.5 mm cada 12 horas, siempre y cuando el paciente no manifestara dolor. Se presentaron complicaciones funcionales al aplicar el dispositivo en la rodilla derecha, debido a que la rodilla se comenzó a deformar

en varo, al continuar con la distracción, la resistencia a la elongación de los tejidos blandos superó la fuerza de bloqueo de los tornillos y estos comenzaron a angularse, por lo que se colocó una barra en los mismos tornillos que funcionó como barra tensora y estabilizadora, además de presentarse subluxación de tibia al retirar la carga (Ver Figura 2-5).²



a)



b)

Figura 2-3. a) Fijador externo con barra distractora de acero AISI 303. b) Distractor colocado en pierna derecha durante tratamiento de distracción (Zeferino D. Fijador externo, Lab. de Biomecánica CNR).

Finalmente el paciente obtuvo la deflexión completa en ambas piernas, pero quedó pendiente la corrección de los dos pies que presentaban deformidades importantes, ya que el paciente abandonó el tratamiento. La distracción se realizó de forma satisfactoria. Se requieren de nuevos métodos de deflexión que eviten mantener al paciente en la posición decúbito dorsal durante tiempos prolongados ya que resulta ser incómoda y agobiante. De igual forma resulta interesante estudiar las variables que participan en el sistema de distracción, en virtud de que juegan un papel muy importante en el resultado final del tratamiento.

En un primer análisis, podemos plantear cuatro casos de estudio, como son:

- a) Sistema monolateral simple.
- b) Sistema monolateral compuesto.
- c) Sistema Bilateral simple.
- d) Sistema bilateral compuesto.

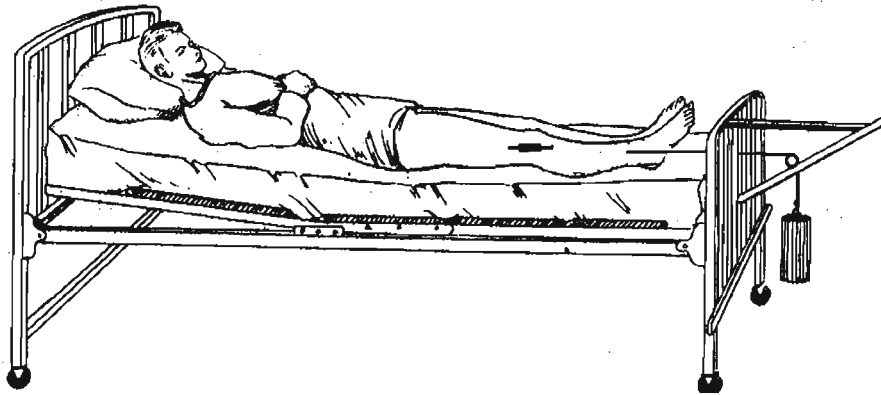


Figura 2-4 Sistema de Tracción esquelética utilizado en pierna izquierda y derecha para la deflexión de la pierna. (Comín M. Biomecánica articular y sustituciones protésicas. Instituto de Biomecánica de Valencia, 1998, Valencia, España)⁶

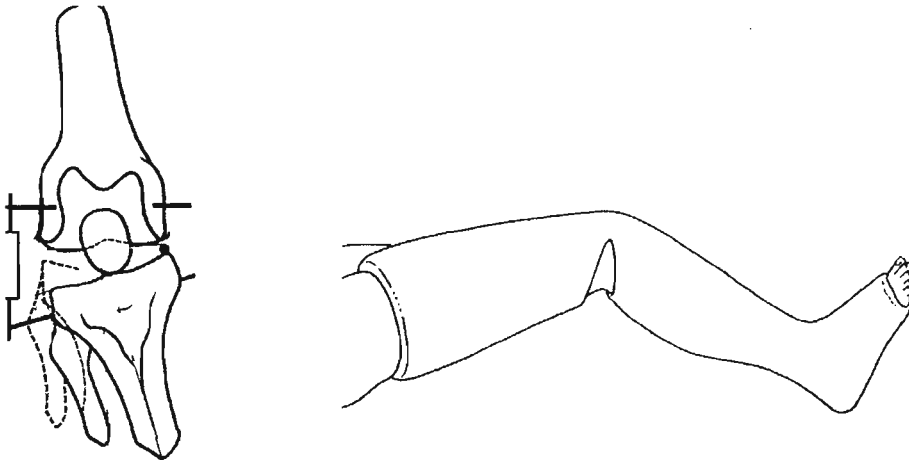


Figura 2-5 Subluxación de rodilla debido a la configuración del fijador. (Comín M. Biomecánica articular y sustituciones protésicas. Instituto de Biomecánica de Valencia, 1998, Valencia, España)⁶

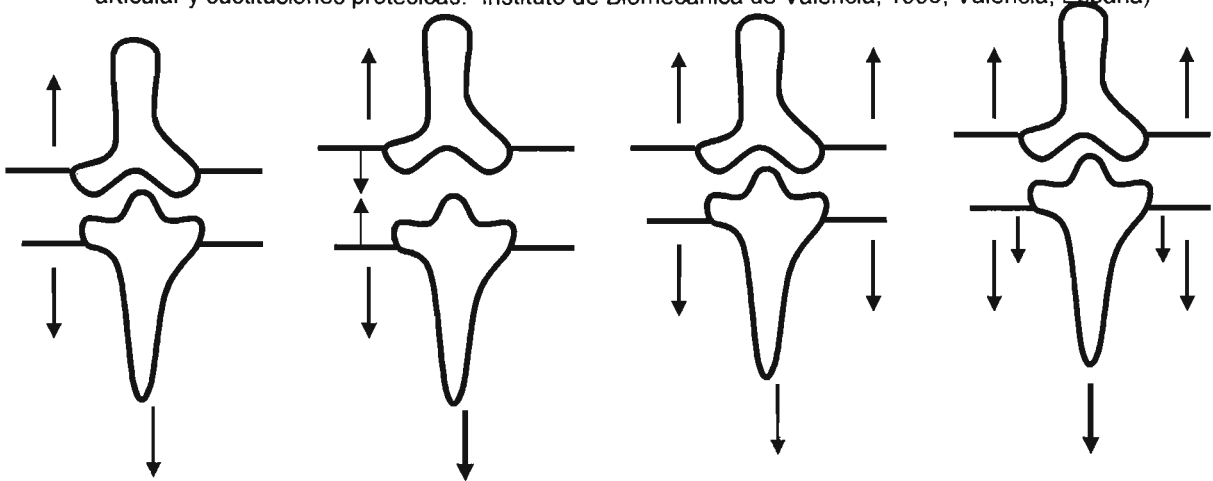


Figura 2-6 a) Sistema Monolateral Simple, b) Sistema monolateral compuesto, c) Sistema bilateral simple, d) Sistema bilateral compuesto.

La figura 2.6 muestra un esquema de estos sistemas. El primer sistema corresponde al empleado en primera instancia, con un solo distractor aplicado en la cara lateral de la rodilla. Este sistema se considera deficiente pues al aplicar distracción de un solo lado, se corre el riesgo de subluxar la rodilla, ya que se extendería el ligamento lateral más que el medial. Una forma de corregir esta situación consiste en aplicar una segunda barra, la cual evitaría que el distractor mantuviera a ambos clavos de Schanz paralelos entre si. El tercer sistema propone emplear clavos transfictivos y aplicar dos distractores, en ambos extremos de los clavos de Schanz. El ultimo sistema es una variante del anterior, en el cual se aplica, además de las cargas ya descritas, una segunda tracción esquelética, directamente sobre los clavos de Schanz transfictivos.

2.2 Objetivo

Determinar las condiciones de carga durante el tratamiento y configuración del fijador externo, que permita establecer condiciones ideales no dañinas para el paciente y que permita establecer nuevos sistemas de deflexión en rodillas contracturadas.

2.3 Hipótesis

Los sistemas de distracción bajo estudio producen resultados distintos dependiendo de su configuración, por lo que se obtienen los mejores resultados cuando se aplica un sistema bilateral simple, seguido del sistema monolateral compuesto.

2.4 Metodología

En este trabajo se presentará un análisis de esfuerzos en los ligamentos de la rodilla por medio del método del Elemento Finito utilizando el *software* Ansys 8.0, para lo cual se siguieron los siguientes pasos:

- Se elaboró un modelo de elementos finitos que produjera la geometría de los tejidos óseos de la rodilla, por medio de cortes tomográficos, los cuales son exportados a Mechanical Desktop para determinar la geometría de los huesos en cada corte.
- Con esta información se obtuvieron *keypoints*, posteriormente se obtuvieron líneas, áreas y los volúmenes que forman el modelo, para finalmente obtener los elementos finitos.

- Para la elaboración del fijador se generó la estructura de los clavos insertados en las zonas distal de la tibia y proximal del fémur. Por medio de operaciones Booleanas se generó la geometría de los mismos, De la misma manera se obtuvo la geometría de los ligamentos lateral y externo.
- Se asignaron propiedades mecánicas a cada uno de los elementos del sistema, siendo iguales para el ligamento lateral e interno.
- Se aplicó la malla a los elementos siendo más fina en la zona de los ligamentos y burda para hueso y clavo.
- Una vez obtenida la configuración del sistema bajo la cual se dio la distracción en una posición de deflexión completa (180°), se aplicaron las cargas sobre los clavos a la distancia igual a la establecida en la práctica clínica. Estas cargas fueron en diferentes posiciones de acuerdo al tipo de fijador y ubicación de la tracción esquelética.
- Se obtuvieron los valores de esfuerzo máximo en los ligamentos lateral; interno, externo y en el clavo. Se determinaron los esfuerzos de von Mises por ser los que correlacionan mejor con la falla de los tejidos óseos⁷.

Referencias

- [1] Malagon V, Alonso-Ávila G. *Estado actual de la poliomielitis en América*. Secretaria de Salud. Sistema de Vigilancia Epidemiológica de Poliomielitis. Semana 48 del 2002
- [2] Damián-Noriega Z, Hinojos-Ocampo M, Urrilagoita-Calderón G. Artrodiastasis y deflexión de la rodilla contracturaza en flexión. *Rev Mex Ortop Traum* 1998, 12(3) 240-245.
- [3] Damián-Noriega Z, Puerta-Huerta P, Hinojosa Ocampo M. Diseño y Aplicación de un Sistema de Distracción Mecánica para Artrodiastasis de Rodilla. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. (25); 1. Marzo 2004, pag 44-51.
- [4] Damián-Noriega Z. Diseño de un distractor externo para artrodiastasis de rodilla. Tesis de maestría SEPI-ESIME, IPN, junio 1999, México D,F.
- [5] Josa S. Lesiones ligamentosas de la rodilla, diagnóstico y tratamiento. JIMS 1990, Buenos aires Argentina.
- [6] Comín M, Dejoz R, Atieza C. Biomecánica articular y sustituciones protésicas. Instituto de Biomecánica de Valencia, 1998, Valencia, España
- [7] Keyak JH, Rossi SA. Prediction of femoral fracture load using finite element models: an examination of stress- and strain-based failure theories. *J Biomech*, 2000; 33(2):209-214

CAPITULO III. ANÁLISIS DEL ELEMENTO FINITO DE LOS SISTEMAS DE DISTRACCIÓN

3.1 Modelo por elementos finitos del fémur, tibia y ligamentos

Se ha realizado un modelo tridimensional de elementos finitos y el mallado de un sistema fémur, tibia, ligamentos y clavos de Schanz. A partir de cortes tomográficos, se obtuvo la geometría de cada corte de la tibia y el fémur. Los cortes transversales se realizaron cada 5 mm, fueron digitalizados y por medio de AutoCad 2002 se obtuvieron los *keypoints* que describen la geometría de cada corte. Estos datos se alimentaron al *software* Ansys, versión 8.0, y se fueron generando líneas a través de los *keypoints* (ver figura 3.1), posteriormente áreas por medio de líneas (ver figura 3.2) y finalmente volúmenes con ayuda de la áreas. A partir de las dimensiones de un prototipo de distractor se construyeron los modelos de elementos finitos de los clavos de Schanz. No se modeló el distractor en sí, pues el objetivo de este trabajo se centró en estudiar el sistema de tracción esquelética. En vez de ello se aplicaron cargas sobre los clavos de Schanz que simulaban las que ejerce el distractor sobre estos elementos de fijación.3-3.

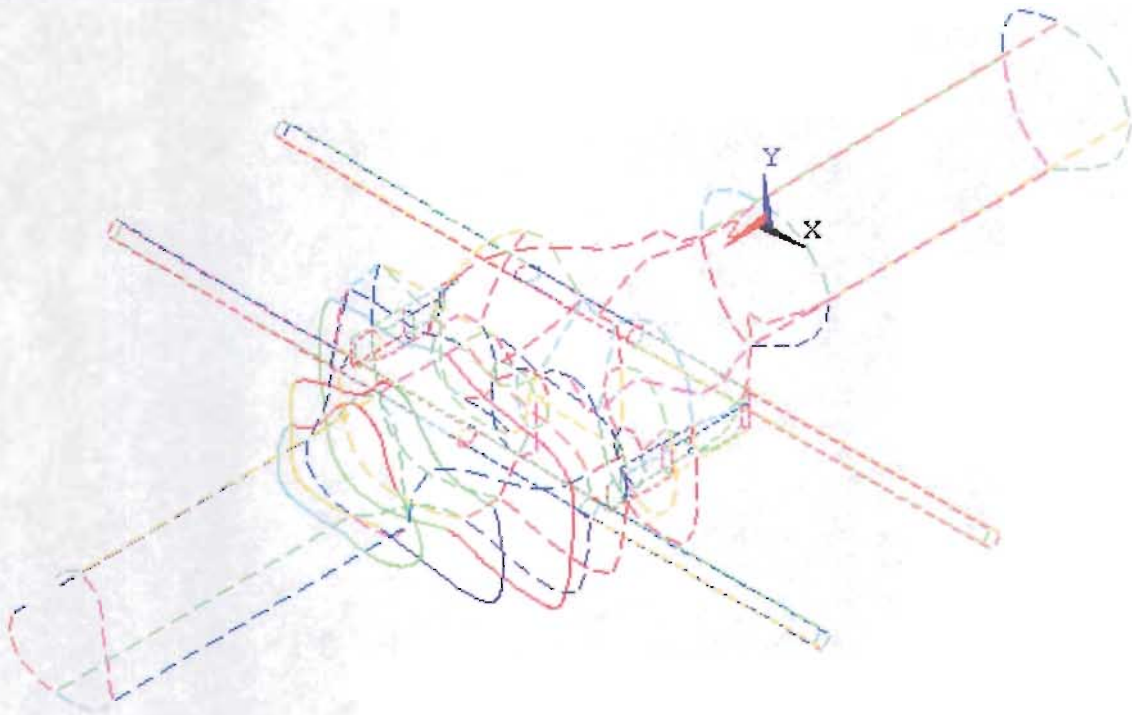


Figura. 3-1 Modelo de líneas del sistema fémur-tibia-ligamentos-distractor.

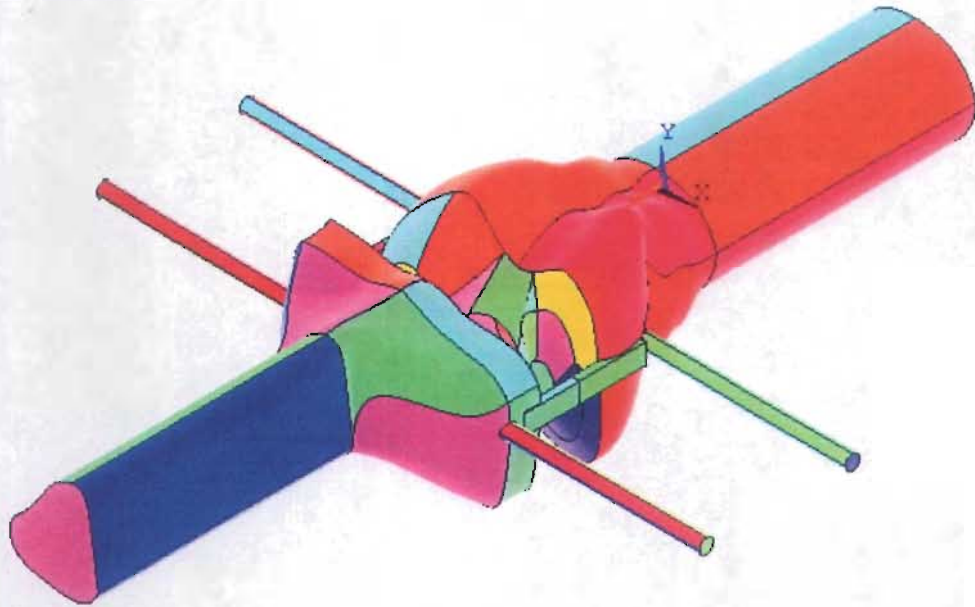


Figura. 3-2 Áreas del modelo de elementos finitos desarrollado.

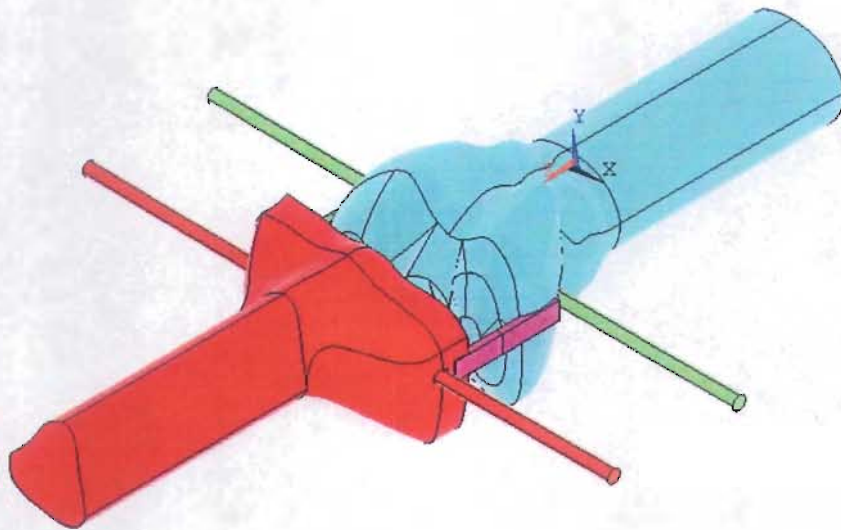


Figura. 3-3 Volúmenes del sistema fémur, tibia, ligamentos y tornillos de Schanz.

Para el modelado de los huesos fémur-tibia se consideró un solo tipo de tejido óseo: el hueso cortical, el cual fue considerado homogéneo e isotrópico¹, se despreció el canal intramedular así como el hueso esponjoso. Los ligamentos fueron considerados como elementos lineales, elásticos y homogéneos^{2,3}. Los clavos fueron considerados materiales de acero inoxidable isotrópicos, lineales y homogéneos³. Los valores de las propiedades mecánicas introducidos en el modelo se recogen en la Tabla 3-1.

	Módulo de Young	Módulo de Poisson
Acero inoxidable	207 GPa	0.3
Tejido cortical	17 GPa	0.33
LLI	688 MPa	0.45
LLE	688 MPa	0.45

Tabla 3-1. Propiedades mecánicas, ligamento lateral interno (LLI), ligamento lateral externo (LLE)

El modelo de elementos finitos elaborado arrojó 86 708 elementos *Solid 92*, con 113 436 nodos, se consideró una malla poco refinada en fémur-tibia mientras que para el mallado de los ligamentos y los clavos fue más fina. Figura 3-4.

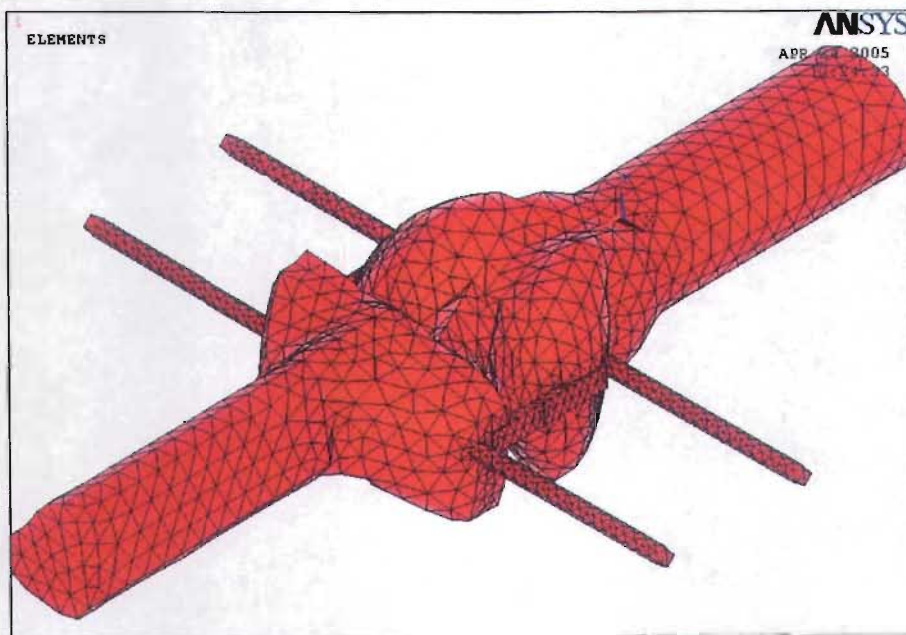


Figura. 3-4 Mallado del sistema mediante elementos *solid 92*

Para el presente análisis se consideraron únicamente los tejidos mencionados por tanto estructuras adicionales como lo son piel, cápsula articular y ligamentos cruzados fueron descartados por la complejidad que resulta en su modelado, así también como los elementos adicionales existentes en el sistema de una rodilla, tales como rótula, meniscos y músculos.

3.2 Sistema bajo condiciones de tracción esquelética variable

Para el desarrollo del análisis se consideró una posición de deflexión completa, es decir cuando el paciente ha adquirido en su totalidad la deflexión de 180° (Figura 3-5), siendo esta la posición en la que los ligamentos lateral se encuentra en su punto de mayor tensión⁴, se simularon las condiciones bajo las cuales el paciente se encuentra en posición decúbito. Para esta posición se consideró una serie de configuraciones de carga, mismas que corresponden a diferentes configuraciones del sistema de distracción (Figura 3-6) como las que se muestran en las siguientes figuras.

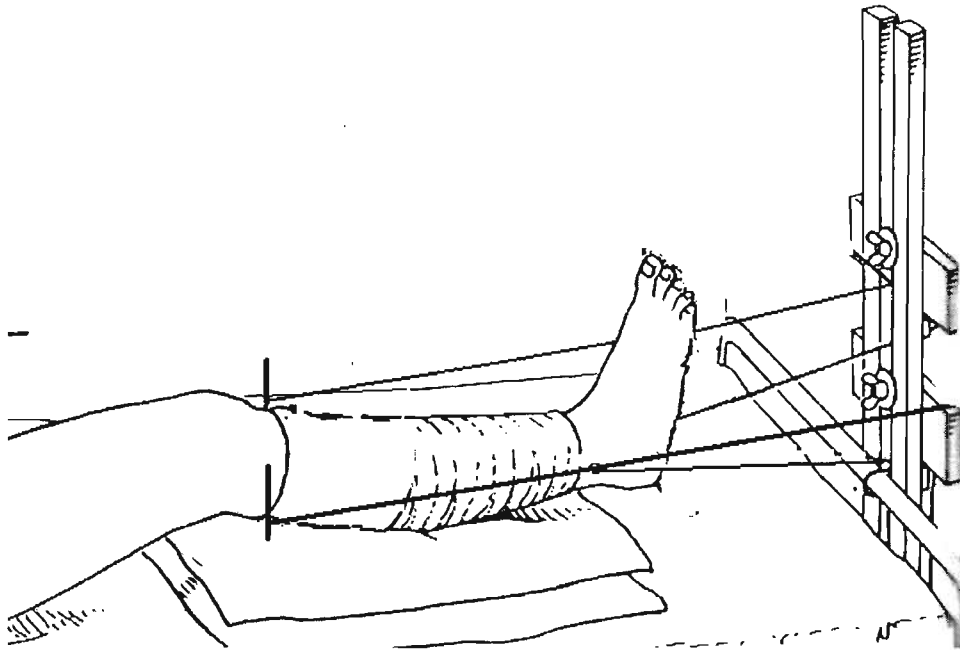


Figura. 3-5 Posición final durante el tratamiento, extensión máxima 180° .

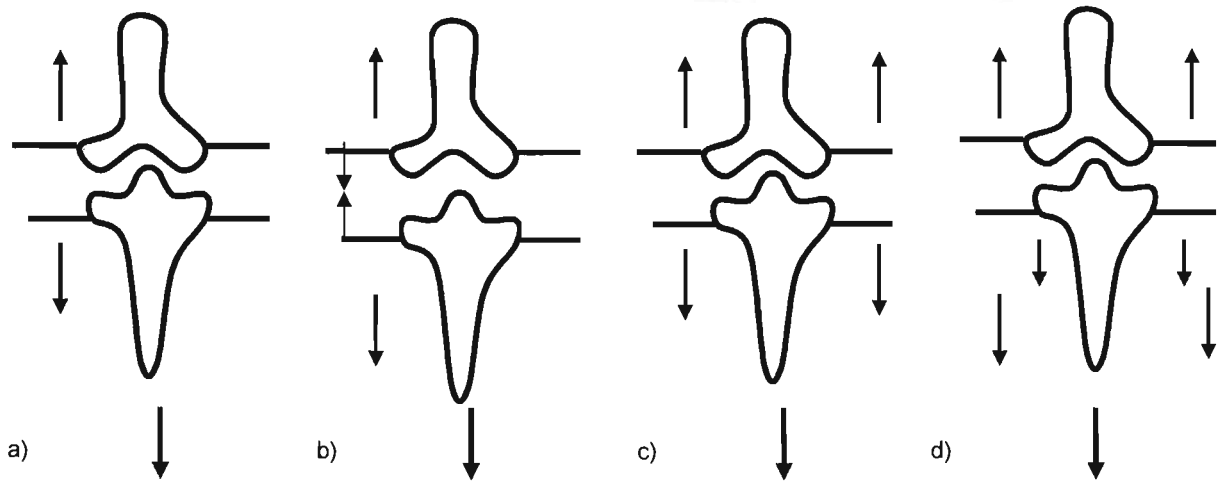


Figura 3.6 a) Sistema Monolateral Simple, b) Sistema monolateral compuesto, c) Sistema bilateral simple, d) Sistema bilateral compuesto

En la siguientes tablas se muestran las variaciones de carga de los distintos sistemas de distracción de tal forma que se simuló la ubicación de un fijador monolateral y un fijador bilateral, estas fuerzas fueron variando en el fijador y en la tracción esquelética, desde una carga nula hasta una carga de 12 N en la pierna izquierda⁵. Se consideró la restricción de movimiento en los tres ejes x, y y z a nivel proximal del fémur.

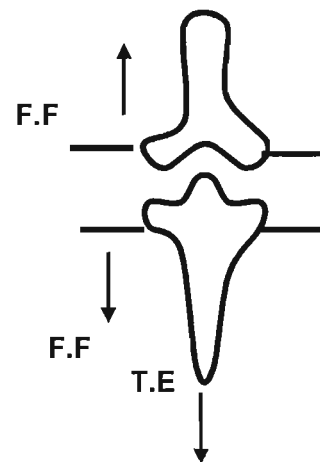
3.3 Distracción por fijador monolateral y bilateral

3.3.1 Sistema monolateral simple

En el sistema monolateral simple se aplicaron dos cargas a nivel los clavos de Schanz del fijador estas fueron de 15 y 20 N, en cada caso se aplicó tres valores de carga en la tracción esquelética, las cuales fueron variando de 0, 8 y 12 N. Se corrieron seis casos en total para esta configuración.

FUERZA EN FIJADOR (F.F) [N]	TRACCIÓN ESQUELÉTICA (T.E) [N]
15	0
	8
	12
20	0
	8
	12

Tabla 3-2 Cargas empleadas en el sistema monolateral simple.



3.3.2 Sistema monolateral compuesto.

En este sistema se considera en forma adicional un fijador externo (F.C), que consiste en una barra que comprime para contrarrestar la tendencia observada en el sistema bilateral simple, en el cual los clavos de Schanz tienden a angularse, ya que se separan en el extremo lateral, mientras que en el extremo medial tienden a juntarse. Por cada caso en el que se varió la tracción esquelética, se consideraron dos valores de fuerza de compresión (F.C), con valores de 5 y 10 N. En la Tabla 3-3 se hace un resumen de las configuraciones de carga analizadas para este sistema, mismas que hacen un total de doce casos.

Fuerza en Fijador (F.F) [N]	Fuerza de Compresión (F.C) [N]	Tracción Esquelética (T.E) [N]
15	5	0
	10	8
	10	12
20	5	0
	10	8
	10	12

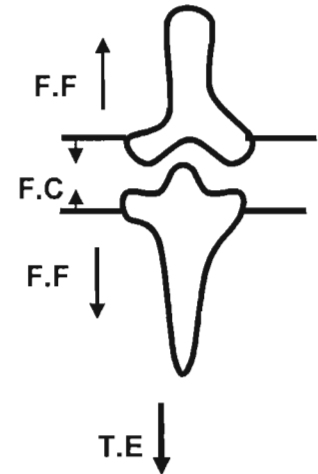


Tabla 3-3 Cargas consideradas en sistema monolateral compuesto.

3.3.3 Sistema bilateral simple

En el sistema bilateral simple la aplicación de la carga se hace en ambos lado del fijador, condición que no se presento en el paciente, el valor de la carga fue de 7.5 y 10 N en el fijador, para la carga de tracción esquelética se aplicaron de 0, 8 y 12 N. Se obtuvieron seis casos para esta configuración.

Fuerza en Fijador (F.F) [N]	Tracción Esquelética (T.E) [N]
7.5	0
	8
	12
10	0
	8
	12

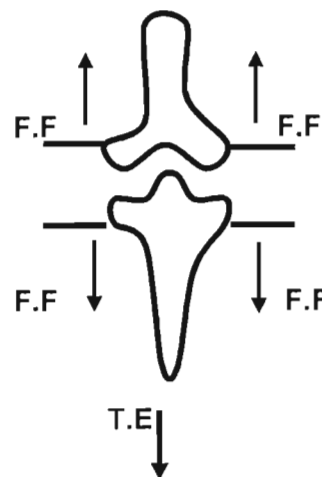


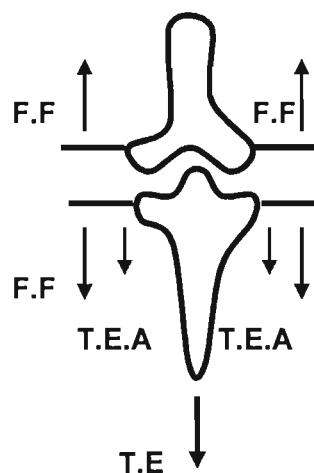
Tabla 3-4 Cargas empleadas en sistema bilateral Simple.

3.3.4 Sistema bilateral compuesto

En esta configuración la carga del fijador fue de 7.5 y 10 N, se adicionaron dos casos de carga a nivel de los clavos, los cuales corresponden a la aplicada al paciente; con la diferencia que este sistema es bilateral. Esta carga que constituye una modalidad de la tracción esquelética (T.E.A), tuvo una variación de 2.5 y 5 N. Adicionalmente se aplicó la carga de tracción esquelética similar a la aplicada en los sistemas anteriores, la cual fue de 0, 8 y 12 N. Para esta configuración se obtuvo un total de doce casos.

Fuerza en Fijador (F.F) [N]	Tracción Esquelética Adicional (T.E.A) [N]	Tracción Esquelética (T.E) [N]
7.5	2.5	0
	5	8
10	2.5	0
	5	8
		12

Tabla 3-5 Cargas consideradas en sistema bilateral compuesto.



Referencias.

1. Song Y, Debski R, Musahl V. A three-dimensional finite element model of the human anterior cruciate ligament: a computational analysis with experimental validation. *J of Biomechanics* 2004, (37);383-390.
2. Seral B, Cegoñino J, García J. Simulación en 3D con elementos finitos de un modelo de prótesis de rodilla. *Rev Ortopédica Traumatología* 2003, (47): 64-72.
3. Shunji H, Reiji T. Three-dimensional deformation and stress distribution in an analytical/ computational model of the anterior cruciate ligament. *J of Biomechanics* 2000, (33); 1069-1077.
4. Kapandji A. *Fisiología Articular Vol. II. Miembro Inferior*. 5ª Edición, Panamericana 2001, Madrid España.
5. Damián-Noriega Z, Puerta-Huerta P, Hinojosa Ocampo M. Diseño y Aplicación de un Sistema de Distracción Mecánica para Artrodiastasis de Rodilla. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. 25;(1): 44-51.

CAPITULO IV. RESULTADOS

A continuación se muestran los resultados obtenidos para un sistema de distracción para una rodilla izquierda, con sus diferentes variables, mostrándose el desplazamiento, y esfuerzo máximo de von Mises en cada uno. Los resultados muestran los efectos en el clavo, ligamento lateral externo y ligamento lateral interno. En la figura 4-1 se muestra el esfuerzo máximo y el desplazamiento en el clavo, nótese que las zonas más calidas representan las zonas críticas o donde la concentración de esfuerzo es mayor, es en este modelo el mayor esfuerzo ocurre en el clavo y es de 33.3 MPa, que se localiza cerca de las zonas de inserción al fémur y a la tibia, cabe recordar que el sistema monolateral simple es el que se acerca más a las condiciones bajo las cuales estuvo el paciente, así también en la figura 4-2 se muestra el esfuerzo máximo para el ligamento lateral interno y su desplazamiento, y en la figura 4-3 se muestra el esfuerzo máximo para el ligamento lateral externo y su desplazamiento, estas figuras muestran los valores de carga representativos al sistema aplicado en el paciente con rodilla contracturada, cuyo tratamiento ya ha sido explicado en los capítulos anteriores. De acuerdo a la configuración establecida en este modelo se obtuvieron 36 casos los cuales se muestran en la tabla 3-6, en donde se muestran los esfuerzos máximos y desplazamientos en el ligamento lateral interno, ligamento lateral externo y clavo.

Para el sistema monolateral simple como se puede ver en las figuras 3-5 a), se muestran los resultados de aplicar la carga de acuerdo a dicha configuración, estos resultados se pueden ver en la figura 4-1, figura 4-2 y figura 4-3, donde las cargas fueron de 20 N en el fijador (Fuerza en el Fijador F.F) y 12 N a nivel de Tracción Esquelética (T.E), lo que corresponde a la configuración de cargas aplicadas al paciente, siendo 12 N la carga final aplicada al paciente ya que manifestaba dolor al incrementar el valor de la carga en tracción esquelética. Es en este modelo en donde las aproximaciones son más cercanas a las que se dieron durante el tratamiento de artrodiastasis.

En la figura 4-2 se muestra la distribución de esfuerzos en el ligamento lateral interno, en donde el esfuerzo más alto tiene lugar en el tercio medio del ligamento, cuyo valor es de 2.93 MPa, presentándose el más bajo en las zonas de inserción al hueso cuyo valor es de 7.72 KPa.



Figura. 4-1 Esfuerzo máximo en clavo en sistema monolateral simple.

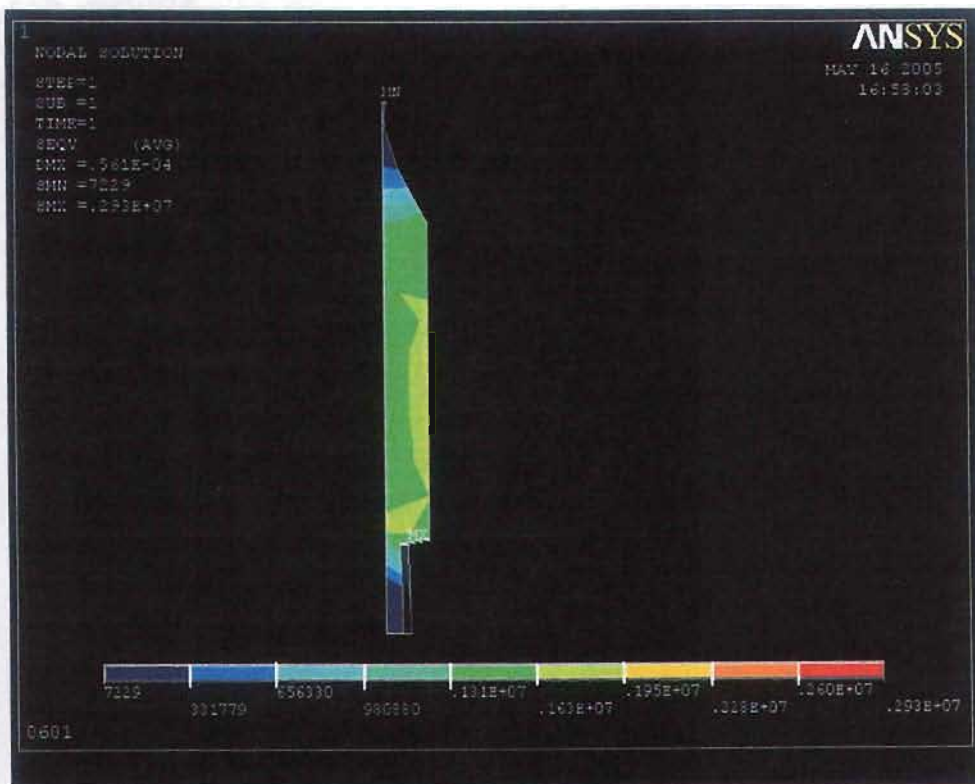


Figura. 4-2 Esfuerzo máximo en ligamento lateral interno en sistema monolateral simple.

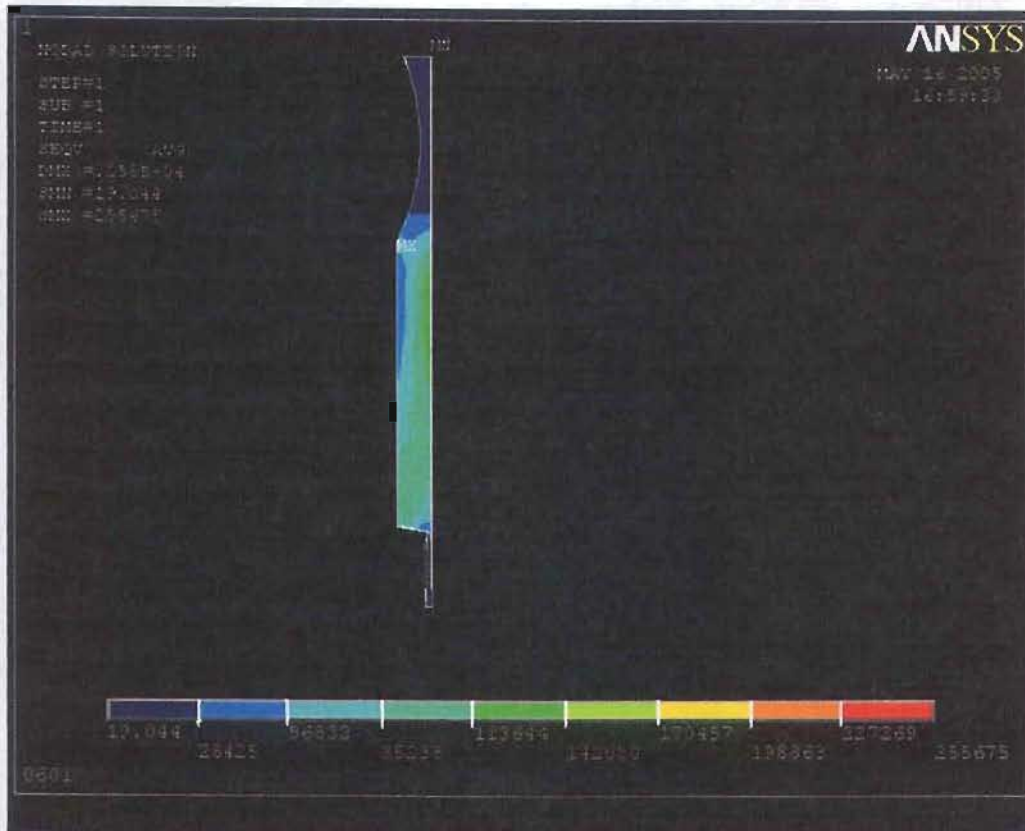


Figura. 4-3 Esfuerzo máximo en ligamento lateral externo en sistema monolateral simple.

En la figura 4-3 se muestra la distribución de esfuerzos en el ligamento lateral externo para un sistema monolateral simple, en donde se aprecia que el esfuerzo más elevado es de 113 KPa y se encuentra ubicado en el tercio medio del ligamento, no siendo el mismo para el tercio proximal y distal del ligamento, donde se encuentran las zonas de inserción con el fémur y la tibia y cuyo valor es de 19.04 Pa.

4.1 Resultados de los casos de estudio

Sistema monolateral simple

En la tabla 4-1 se muestran los resultados obtenidos para el clavo, en un sistema monolateral simple.

Fuerza en Fijador (F.F) [N]	Tracción Esquelética (T.E) [N]	Esfuerzo Máximo [MPa]
15	0	23.0
	8	23.0
	12	23.0
20	0	33.3
	8	33.3
	12	33.3

Tabla. 4-1 Esfuerzo máximo de von Mises en el clavo.

Para las cargas aplicadas en este sistema, el clavo presenta un valor constante en su esfuerzo, durante el incremento de la Tracción Esquelética (T.E.), siendo de 23 MPa para una Fuerza en Fijador (F.F) de 15 N y de 33.3 MPa para F.F.= 20N, siendo este último el esfuerzo más alto. No hay incremento conforme crece la tracción esquelética.

En la tabla 4-2 se muestran los resultados obtenidos para el ligamento lateral interno, en un sistema monolateral simple.

Fuerza en Fijador (F.F) [N]	Tracción Esquelética (T.E) [N]	Esfuerzo Máximo [MPa]
15	0	1.68
	8	2.34
	12	2.35
20	0	2.43
	8	2.76
	12	2.93

Tabla. 4-2 Esfuerzo máximo de von Mises en el ligamento lateral interno.

En el esfuerzo sobre el ligamento lateral interno que se muestra en la tabla 4-2, se muestra un incremento en el esfuerzo sobre el mismo, conforme aumenta la Tracción Esquelética (T.E), mostrándose lo mismo al aumentar la Fuerza del Fijador (F.F) de 15 N a 20 N. Se aprecia que cuando se presenta una F.F de 20 N y 12 N en T.E. se alcanza un esfuerzo máximo de 2.93 MPa. Para F.F.= 15 N, el esfuerzo máximo en el ligamento lateral interno aumenta al incrementarse T.E. Lo mismo ocurre para F.F= 20 N, si comparamos los valores de esfuerzo obtenidos para F.F.= 15 N, respecto a los obtenidos para 20 N, observamos que los correspondientes a 20 N son ligeramente mayores que los correspondientes a 15 N, para T.E. igual a 0, 8 y 12 N, respectivamente.

En la tabla 4-3 se muestran los resultados obtenidos para el ligamento lateral externo, en un sistema monolateral simple.

Fuerza en Fijador (F.F.) [N]	Tracción Esquelética (T.E.) [N]	Esfuerzo Máximo [MPa]
15	0	0.32
	8	0.50
	12	0.46
20	0	0.84
	8	0.32
	12	0.25

Tabla. 4-3 Esfuerzo máximo de von Mises en el ligamento lateral externo.

En la tabla 4-3 se muestra que en el ligamento lateral externo los esfuerzos aumentan cuando hay un incremento de la Tracción Esquelética (T.E) de 0 a 8 N, pero, para el caso en que la Fuerza en Fijador (F.F.) es igual a 15 N, la carga disminuye para T.E.= 12 N, en tanto que para una fuerza del fijador de 20 N, el esfuerzo disminuye considerablemente cuando T.E. es igual a 12 N. Este decremento en el esfuerzo se aprecia conforme aumenta la T.E. siendo de 0.84 MPa el esfuerzo más alto y se alcanza cuando F.F.=20 N y T.E.= 0 N.

Sistema monolateral compuesto

En la tabla 4-4 se muestran los resultados obtenidos para el clavo, en un sistema monolateral compuesto.

Fuerza en Fijador (F.F.) [N]	Fuerza de Compresión (F.C) [N]	Tracción Esquelética (T.E.) [N]	Esfuerzo Máximo [MPa]
15	5	0	17.5
		8	17.5
		12	17.5
15	10	0	14.6
		8	14.6
		12	23.0
20	5	0	40.9
		8	40.9
		12	40.9
20	10	0	12.0
		8	12.0
		12	12.0

Tabla. 4-4 Esfuerzo máximo de von Mises en el clavo.

Si se comparan individualmente los esfuerzos para Fuerza en Fijador (F.F.) igual a 15 y 20 N, se observa que son mayores para F.F.= 20 N, cuando la Fuerza de Compresión (F.C.) es igual a 5 N, y la Tracción Esquelética (T.E.) es de 0, 8 y 12 N; Para F.C.= 10 N, cuando T.E.= 0, pero no así para T.E.= 8 y 12 N, en los que se el esfuerzo se reduce para los correspondientes F.F.= 20 N. El esfuerzo más alto ocurrió cuando F.F.= 20 N, F.C.= 5 N y T.E.= 12 N. Para F.F.= 15 N y F.C.= 10 N, cuando T.E.= 0 y 8 N, se nota un valor constante, pero no así para una T.E.= 12 N en que el esfuerzo en el ligamento aumenta a 23 MPa.

En la tabla 4-5 se muestran los resultados obtenidos para el ligamento lateral interno, en un sistema monolateral compuesto.

Fuerza en Fijador (F.F) [N]	Fuerza de Compresión (F.C) [N]	Tracción Esquelética (T.E) [N]	Esfuerzo Máximo [MPa]
15	5	0	1.15
		8	3.34
		12	4.95
15	10	0	6.20
		8	5.24
		12	4.94
20	5	0	3.64
		8	4.51
		12	4.95
20	10	0	2.19
		8	4.93
		12	1.70

Tabla. 4-5 Esfuerzo máximo de von Mises en el ligamento lateral interno.

Para el ligamento lateral interno se aprecia que al incrementarse el valor de la Tracción Esquelética (T.E.) el esfuerzo aumenta tanto para Fuerza en Fijador (F.F.) es igual a 15 N, Fuerza de Compresión (F.C.) igual a 5 N y F.F.= 20 N y F.C.= 5 N, tal como se ve en la tabla 4-5, por otro lado al aumentar la T.E. con F.F.= 15 N, F.C.= 10 N y F.F.= 20 N, F.C.= 10 N, se aprecia que el esfuerzo tiende a decrements, presentándose el esfuerzo más alto de 6.20 MPa, cuando F.F.= 15 N, F.C.= 10 N y T.E.= 0 N y el más bajo de 1.15 MPa, cuando F.F.= 15 N, F.C.= 5 N y T.E.= 0 N.

En la tabla 4-6 se muestran los resultados obtenidos para el ligamento lateral externo, en un sistema monolateral compuesto.

Fuerza en Fijador (F.F) [N]	Fuerza de Compresión (F.C) [N]	Tracción Esquelética (T.E) [N]	Esfuerzo Máximo [MPa]
15	5	0	0.33
		8	1.6
		12	2.7
15	10	0	0.31
		8	3.3
		12	2.9
20	5	0	1.31
		8	2.96
		12	3.79
20	10	0	2.46
		8	3.0
		12	2.7

Tabla. 4-6 Esfuerzo máximo de von Mises en el ligamento lateral externo.

En la tabla 4-6 que corresponde a los esfuerzos en el ligamento lateral externo, se aprecian que incrementan cuando la Tracción esquelética (T.E.) aumenta, la Fuerza en Fijador (F.F.) es igual a 15 N, F.C.= 5 N y F.F.= 20 N, F.C.= 5 N, presentándose el esfuerzo más alto en este último caso cuando la T.E.= 12 N, en donde se aprecia un valor de esfuerzo de 3.79 MPa. No siendo lo mismo cuando F.C.= 10 N conforme se varía la T.E., ya que aumenta el valor del esfuerzo cuando la T.E. es de 0 y 8 N, pero se presenta un decremento al pasar de una T.E. de 8 a 12 N.

Sistema bilateral simple

En la tabla 4-7 se muestran los resultados obtenidos para el clavo, en un sistema bilateral simple.

Fuerza en Fijador (F.F) [N]	Tracción Esquelética (T.E) [N]	Esfuerzo Máximo [MPa]
7,5	0	12.6
	8	12.6
	12	12.6
10	0	19.2
	8	19.2
	12	19.2

Tabla. 4-7 Esfuerzo máximo de von Mises en el clavo.

Los esfuerzos en el clavo se mantiene sin cambio a 12.6 MPa, cuando la Fuerza en Fijador (F.F) es igual a 7.5 N, sin importar las variaciones en la Tracción esquelética (T.E.). Este valor se incrementa a 19.2 MPa , cuando F.F.= 10 N para todos los valores de T.E., presentándose el esfuerzo más alto cuando F.F.= 7.5 N en cualquier rango de T.E.

En la tabla 4-8 se muestran los resultados obtenidos para el ligamento lateral interno, en un sistema bilateral simple.

FUERZA EN FIJADOR (F.F) [N]	TRACCIÓN ESQUELÉTICA (T.E) [N]	ESFUERZO MÁXIMO [MPa]
7,5	0	1.05
	8	1.50
	12	1.72
10	0	1.16
	8	1.61
	12	1.96

Tabla. 4-8 Esfuerzo máximo de von Mises en el ligamento lateral interno.

Para el ligamento lateral interno se aprecia que al incrementar el valor de la Tracción esquelética (T.E), el esfuerzo aumenta tanto para una Fuerza en Fijador (F.F.) igual a 7.5 N como de 10 N, tal como se muestra en la tabla 4-8. Si se comparan los esfuerzos para F.F.= 7.5 N y sus tres variantes de T.E. 0, 8 y 12 N, se observa que su correspondiente para F.F.= 10 N, es ligeramente mayor en todos los casos. El valor más elevado se presenta para F.F.= 10 N y T.E.= 12 N, en tanto que el menor ocurre cuando F.F.= 7.5 N y T.E.= 0 N.

En la tabla 4-9 se muestran los resultados obtenidos para el ligamento lateral externo, en un sistema bilateral simple.

Fuerza en Fijador (F.F) [N]	Tracción Esquelética (T.E) [N]	Esfuerzo Máximo [MPa]
7,5	0	1.31
	8	1.83
	12	2.09
10	0	1.27
	8	1.79
	12	1.92

Figura. 4-9 Esfuerzo máximo de von Mises en el ligamento lateral externo.

En el ligamento lateral externo se aprecia un incremento de esfuerzo al aumentar la Tracción Esquelética (T.E.), presentándose esfuerzos ligeramente mayores cuando la Fuerza en Fijador (F.F.) es igual a 10 N. El esfuerzo más alto se presenta cuando F.F.= 7.5 N y T.E.= 12 N, siendo este esfuerzo de 2.09 MPa.

Sistema bilateral compuesto

En la tabla 4-10 se muestran los resultados obtenidos para el clavo, en un sistema bilateral compuesto.

Fuerza en Fijador (F.F) [N]	Tracción Esquelética Adicional (T.E.A) [N]	Tracción Esquelética (T.E) [N]	Esfuerzo Máximo [MPa]
7,5	2,5	0	17.6
		8	17.6
		12	17.6
7,5	5	0	20.1
		8	20.1
		12	20.1
10	2,5	0	12.2
		8	12.2
		12	12.2
10	5	0	12.8
		8	12.8
		12	12.8

Tabla. 4-10 Esfuerzo máximo de von Mises en el clavo.

En el sistema bilateral compuesto en el clavo se observa el efecto constante en el esfuerzo, pero se ve que existe un incremento en el esfuerzo sobre el clavo al aumentar la Tracción Esquelética Adicional (T.E.A), se observa que al tener una Fuerza en Fijador (F.F) de 7.5 N y 5 N en T.E.A el esfuerzo es mayor, siendo éste de 20.1 MPa. Siendo que para F.F.= 10 N, T.E.A= 2.5 N se presenta el esfuerzo más bajo sin importar el valor de la Tracción Esquelética (T.E.).

En la tabla 4-11 se muestran los resultados obtenidos para el ligamento lateral interno, en un sistema bilateral compuesto.

Fuerza en Fijador (F.F) [N]	Tracción Esquelética Adicional (T.E.A) [N]	Tracción Esquelética (T.E) [N]	Esfuerzo Máximo [MPa]
7,5	2,5	0	1.23
		8	1.65
		12	1.87
7,5	5	0	1.85
		8	4.48
		12	6.38
10	2,5	0	0.93
		8	1.38
		12	1.60
10	5	0	1.26
		8	1.71
		12	1.93

Tabla. 4-11 Esfuerzo máximo de von Mises en el ligamento lateral interno.

En el ligamento lateral interno se aprecia que hay un incremento de los esfuerzos al aumentar la Tracción Esquelética (T.E.), al igual que al aumentar la Tracción Esquelética Adicional (T.E.A.), ocurriendo lo mismo cuando se pasa de una T.E.A de 2.5 a 5 N se incrementa el esfuerzo, presentándose un esfuerzo de 6.28 MPa, pero si F.F.= 10 N y T.E.A.= 2.5 N, se observa que los esfuerzos son ligeramente menores respecto a los demás, aun cuando se incrementa la T.E., pero estos aumentan cuando la F.F.= 10 N y T.E.A= 5 N.

En la tabla 4-12 se muestran los resultados obtenidos para el ligamento lateral externo, en un sistema bilateral compuesto.

Fuerza en Fijador (F.F) [N]	Tracción Esquelética Adicional (T.E.A) [N]	Tracción Esquelética (T.E) [N]	Esfuerzo Máximo [MPa]
7,5	2,5	0	1,36
		8	1,36
		12	2,14
7,5	5	0	2,15
		8	3,47
		12	4,38
10	2,5	0	1,27
		8	1,79
		12	2,05
10	5	0	1,67
		8	2,19
		12	2,45

Tabla. 4-12 Esfuerzo máximo en ligamento lateral externo.

En el ligamento lateral externo cuyos resultados se aprecian en la tabla 4-12, en donde se observa que los esfuerzos incrementan al aumentar la Tracción Esquelética (T.E.), para una Fuerza en Fijador (F.F.) de 7.5 N se aprecia que al aumentar la Tracción Esquelética Adicional (T.E.A.) de 2.5 a 5 N, el esfuerzo aumenta presentándose el más alto cuando la F.F.= 7.5 N, T.E.A.= 5 N y T.E.= 12 N, cuyo valor es de 4.38 MPa. Se observa que los esfuerzos disminuyen ligeramente cuando la F.F.= 10 N comparados con F.F.= 7.5 N, ocurriendo el mismo efecto cuando cambia la T.E.A. de 2.5 a 5 N en donde el esfuerzo aumenta ligeramente, presentándose el esfuerzo más bajo cuando F.F.= 10 N, T.E.A.= 2.5 N y T.E.= 0 N.

En las siguientes gráficas se muestran los resultados de cada configuración, siendo estas la representación del esfuerzo máximo de von Mises conforme se va variando la carga en la tracción esquelética normal, en donde los valores de carga son de 0, 8 y 12 N.

4.2 Graficas de esfuerzos máximos de von Mises

Esfuerzo máximo en clavo

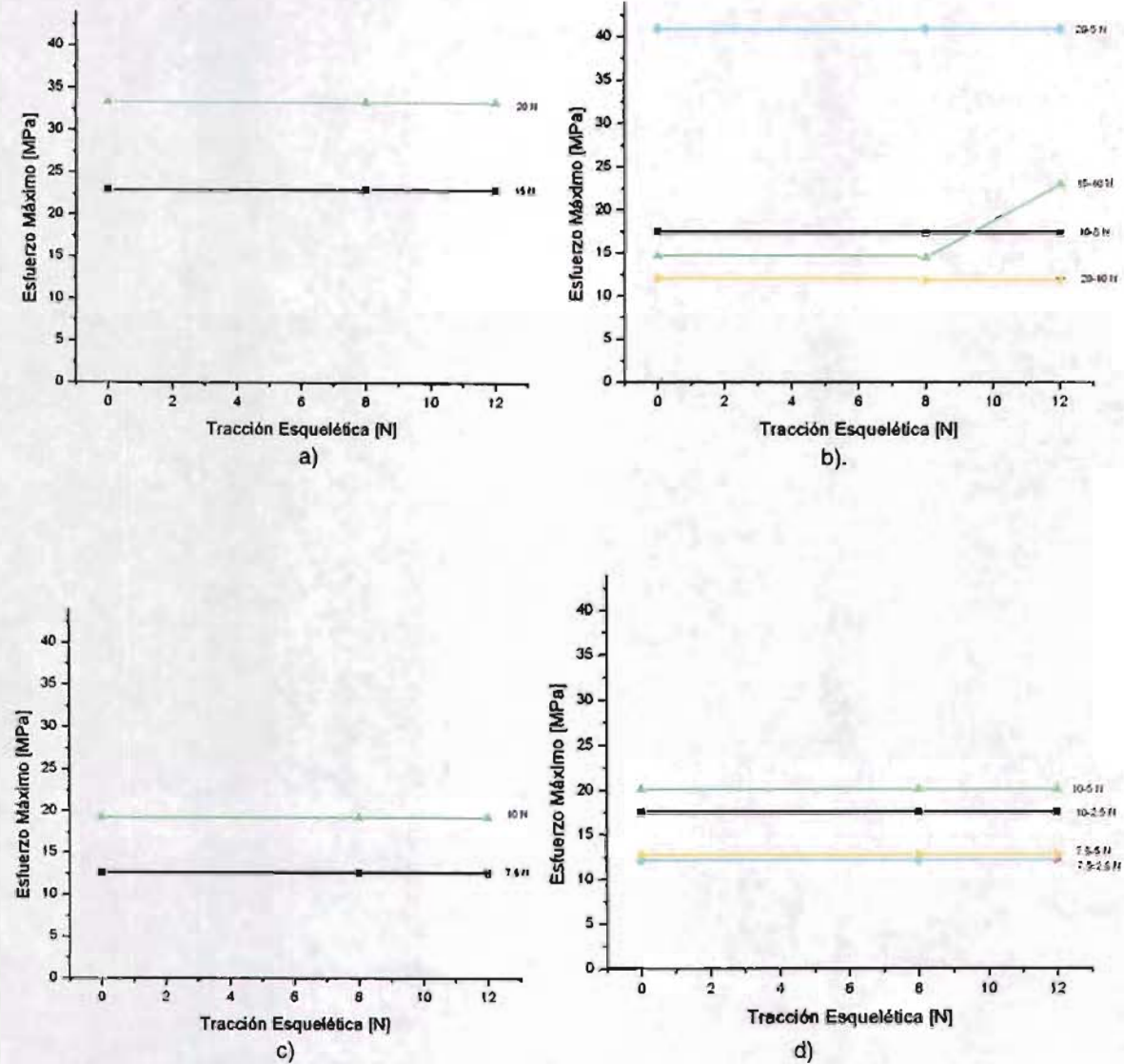


Figura. 4-4 Esfuerzo máximo en clavo en a) sistema monolateral simple, b) sistema monolateral compuesto, c) sistema bilateral simple, d) sistema bilateral compuesto.

En estas gráficas se muestra que el mayor esfuerzo en clavo se presenta cuando el sistema es monolateral compuesto (Figura 4-4b), ya que se alcanza un valor de 40.9 MPa con una Fuerza en Fijador (F.F) de 20 N y 5 N en Fuerza de Compresión (F.C). Los esfuerzos más bajos se encuentran en el mismo sistema, pero solo cuando se aplica una F.F de 20 N y F.C de 10 N cuyo esfuerzo es de 12 MPa, manteniéndose constante aun cuando se aumente la Tracción esquelética (T.E).

Esfuerzo máximo de von Mises en el ligamento lateral interno

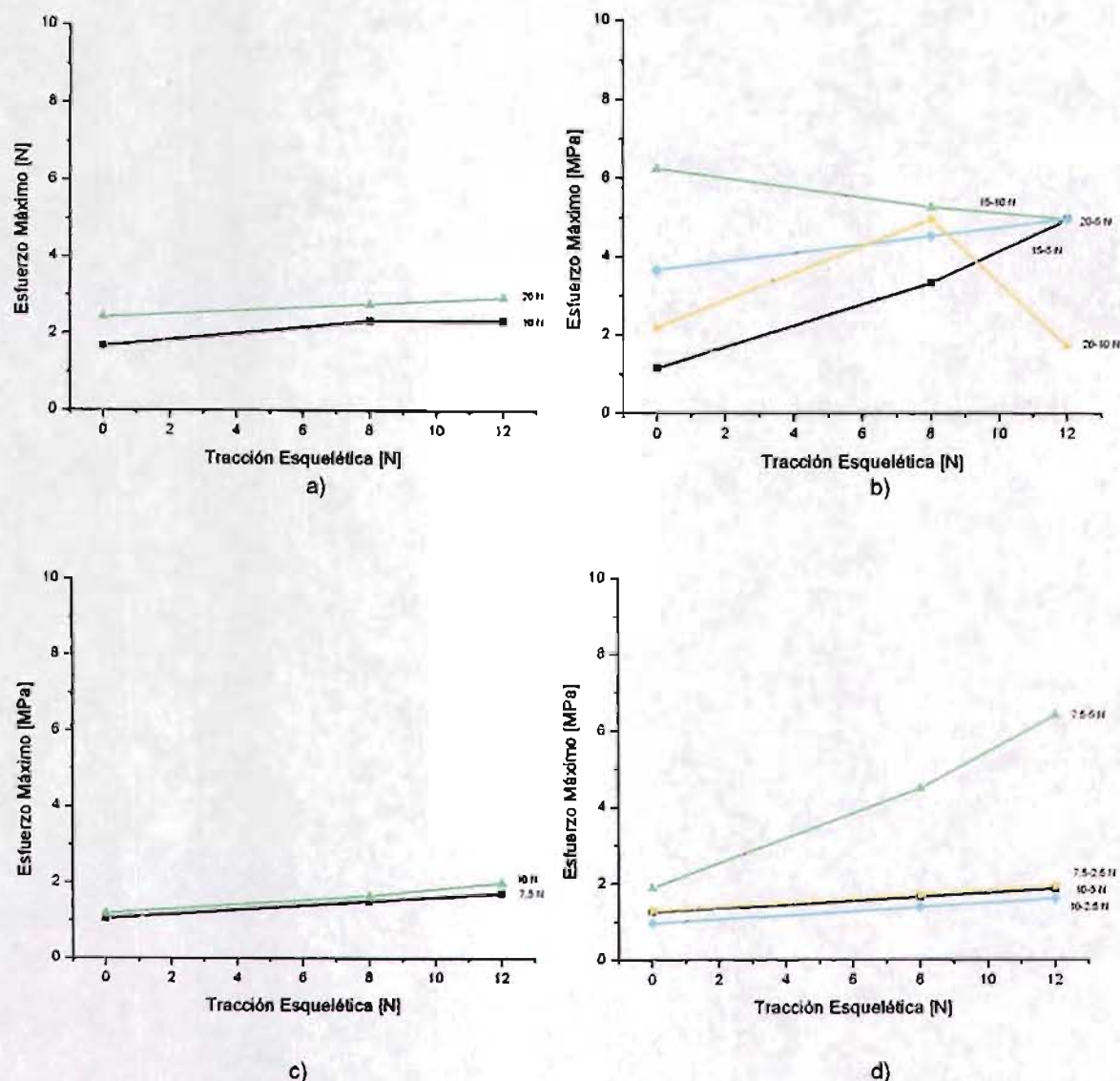


Figura. 4-5 Esfuerzo máximo en ligamento lateral interno en a) sistema monolateral simple, b) sistema monolateral compuesto, c) sistema bilateral simple, d) sistema bilateral compuesto.

Para el ligamento lateral interno, se aprecia que en el sistema bilateral compuesto (Ver Figura 4-5d), se observa el mayor esfuerzo, cuando la Fuerza en Fijador (F.F) es de 7.5 N, Tracción Esquelética Adicional (T.E.A) es de 5 N y Tracción Esquelética (T.E.) de 12 N, siendo este valor de esfuerzo de 6.38 MPa, en el sistema bilateral simple (Ver Figura c) muestra un valor de 1.05 MPa que casi es constante tanto se aplica la F.F de 7.5 N como la de 10 N.

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA

Esfuerzo máximo de von Mises en el ligamento lateral externo

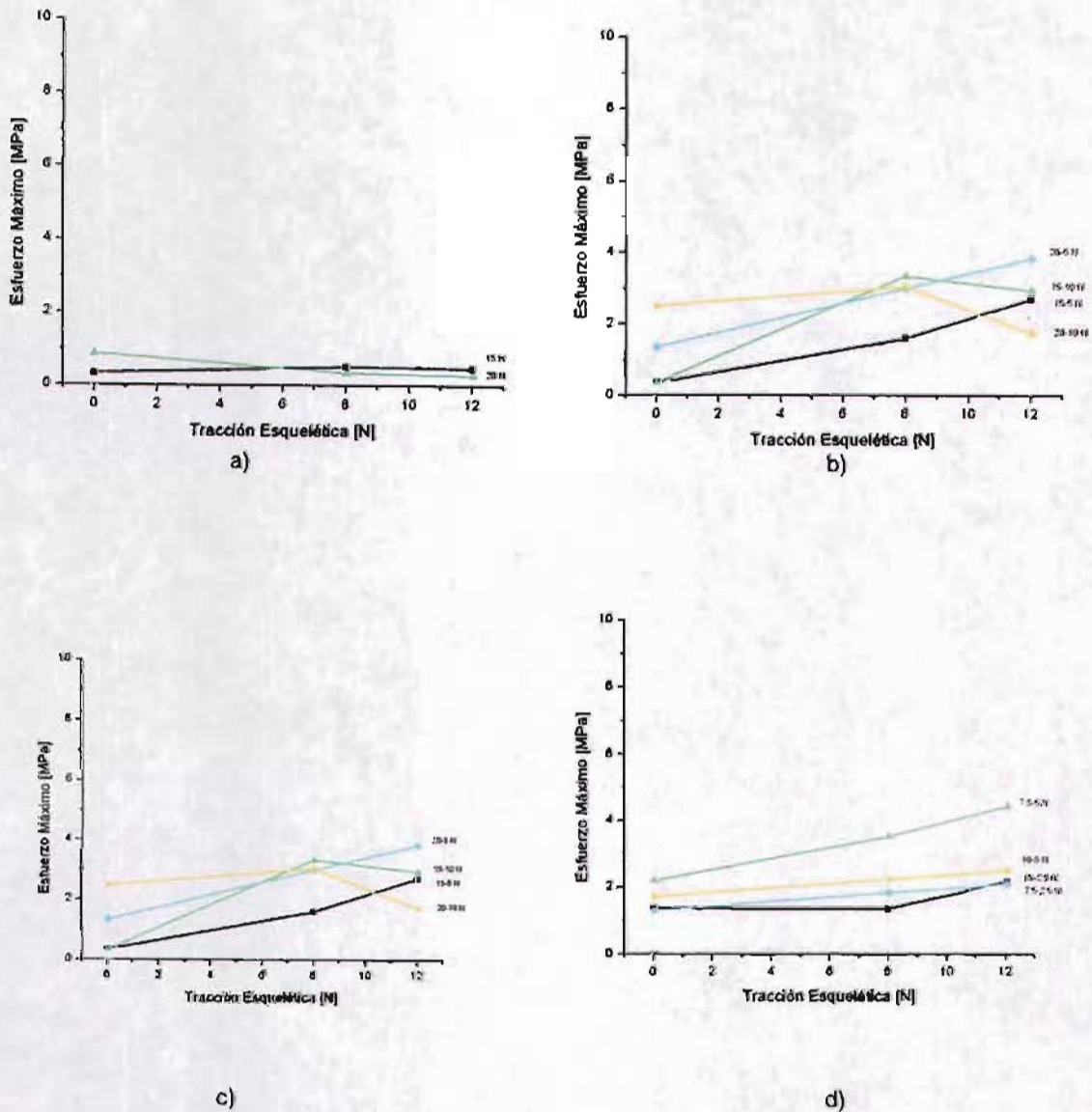


Figura. 4-6 Esfuerzo máximo en ligamento lateral externo en a) sistema monolateral simple, b) sistema monolateral compuesto, c) sistema bilateral simple, d) sistema bilateral compuesto.

En el sistema bilateral compuesto (Ver Figura d), se observa que es en donde se presenta el esfuerzo más alto siendo este de 4.38 MPa, pero es en el sistema monolateral simple (Ver Figura a), en donde existe el esfuerzo mínimo de estos cuatro casos, cuyo valor es de 0.25 MPa cuando la Fuerza en Fijador (F.F) es de 20 N y la Tracción Esquelética es de 12 N.

4.3 Análisis de los resultados

El tratamiento inició con la aplicación del distractor en la rodilla izquierda, siendo satisfactoria la separación y deflexión de las rodillas, las cargas aplicadas durante el tratamiento en la rodilla derecha fueron de 9.81 a 49 N en la tibia y de 9.8 a 19.6 N en la Tracción Esquelética a nivel del calcáneo, con una distracción máxima de 20 mm, el tiempo del tratamiento fue de doce a trece semanas. Para el segundo distractor que se aplicó en la rodilla derecha durante doce semanas, la carga fue de 9.81 a 29.4 N a nivel del calcáneo y de 9.8 N en la parte proximal de la tibia, no se obtuvo la deflexión completa, siendo solo de 120°, con una separación de 18 mm de distracción, siendo no exitoso el tratamiento, además de manifestar dolor el paciente al darle distracción y presentarse deformación en varo de la rodilla. Después de un largo tratamiento se obtuvo la deflexión completa, pero quedó pendiente la corrección de importantes deformidades.

Es evidente que en un aumento de carga existan incrementos de esfuerzos en el sistema, pero se aprecia que el sistema bilateral simple reduce en gran cantidad los esfuerzos a nivel del ligamento lateral interno (Figura 4-5c), aunque en el sistema monolateral simple (Figura 4-6a), se muestran esfuerzos de 0.25 MPa en la zona del ligamento lateral externo.

No obstante el sistema bilateral simple muestra que para el ligamento lateral externo se tiene un pequeño incremento en su esfuerzo siendo este de 1 MPa, mientras que para el clavo existe una baja concentración de esfuerzos cuyo valor es de 12.6 MPa en el mismo sistema, por lo que se puede decir que satisfactoriamente este sistema ofrece una alternativa en el tratamiento, siendo este diseño una primera aproximación de un futuro modelo que nos permitirá considerar otros parámetros en el diseño, tomando en consideración que la configuración bilateral ofrece una mejor alternativa en el tratamiento.

Observando las figuras 4-5a y 4-6a se ve que el sistema monolateral simple es una segunda alternativa a aplicar durante el tratamiento, ya que ofrece bajos niveles de esfuerzo a nivel de los ligamentos, aunque en el clavo el valor del esfuerzo más bajo sea de 23 MPa, pero en la zona de los ligamentos se puede apreciar que el valor más alto del esfuerzo es de 2.93 MPa, en el ligamento lateral interno, y 0.84 MPa en la zona del ligamento lateral externo.

La tercera opción sería el sistema bilateral compuesto, en donde se tiene un esfuerzo máximo de 6.38 MPa en el ligamento lateral interno, 4.38 MPa en el ligamento lateral externo y en el clavo se tiene un esfuerzo de 20.1 MPa.

Finalmente la cuarta opción a aplicar durante el tratamiento es la aplicada durante el tratamiento real, que corresponde al sistema monolateral compuesto, ya que los esfuerzos más altos son de 6.20 MPa para el ligamento lateral interno, 3.79 MPa en el ligamento lateral externo y de 40.9 MPa en el clavo.

Uno de los principales criterios al seleccionar el sistema óptimo de distracción durante el tratamiento, es aquel que tuviera los niveles de esfuerzo más bajos en los ligamentos lateral interno y externo, dado que en el paciente produce dolor severo, lo que ocasiona que alargue aún más el tiempo de tratamiento.

Se puede apreciar que conforme la tracción esquelética aumenta existe una pequeña variación en el esfuerzo, no siendo lo mismo para la tracción esquelética adicional (T.E.A), que se utiliza en el sistema bilateral compuesto, en donde el clavo mantiene un esfuerzo constante en cualquiera de los cuatro casos (Ver Tabla 4-10). En este primer estudio no queda claro el papel jugado por la T.E.A., por lo que se requieren de otros estudios más específicos para estudiarlo más a fondo.

CONCLUSIONES

De los sistemas de distracción estudiados, el que presenta el mejor desempeño es el sistema bilateral simple, por tener los menores esfuerzos en los ligamentos laterales interno y externo, así como en los clavos. El segundo mejor sistema es el monolateral simple, seguido del sistema bilateral compuesto y por último el sistema monolateral compuesto.

De igual forma, al incrementar la tracción esquelética, hasta 12 N, aumentan los esfuerzos sobre los ligamentos y los clavos, por lo que se recomienda emplear un valor de 8 N, y suspenderla en caso de aparecer dolor u algún otro efecto no deseado.

Sin embargo, se debe tener en cuenta otros parámetros de diseño para lo futuros fijadores que cumplan la función de artrodiastasis, tomando en cuenta la ética profesional, ya que se requiere que ingeniería mexicana desarrolle tecnología en el campo de la ortopedia, cumpliendo con las normas de calidad, desempeño y costo, sin perder de vista la comunicación e intercambio de experiencias y puntos de vista con los médicos ortopedistas especialistas en deformidades óseas.

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura	ANTECEDENTES	PÁGINA
A.1-1	Deformidad en valgo.	7
A.1-2	Deformidad en varo.	7
A.1-3	Deformidad en flexión.	8
A.1-4	Deformidad en <i>recurvatum</i> .	8
A.3-1	Configuración geométrica de los fijadores.	13
A.3-2	Fijador Orthofix utilizado para la deflexión y contractura del brazo.	14
A.3-3	Configuraciones de los fijadores según los planos de trabajo.	15
A.4-1	Sistema de distracción.	16
A.4-2a	Sistema de distracción utilizando método Ilizarov.	17
A.4-2b	Fijador externo para distracción en mano.	17
A.5-1	Sistema de distracción Russell.	18
A.5-2	Sistema de distracción empleado en clínica Primavera.	18
Figura	CAPITULO I ANATOMIA DEL MIEMBRO INFERIOR	PAGINA
1-1	Principales músculos de la rodilla.	21
1-2	Estructura muscular de la rodilla.	23
1-3	Elemento de contacto en flexion y extensión.	26
1-4	Línea de acción del cuádriceps y sus componentes.	31
1-5	Músculos extensores de la rodilla.	32
1-6	Ligamentos cruzados y ligamentos laterales.	33
1-7a	Rodilla en extensión.	35
1-7b	Ligamento cruzado posterior.	35

1-7c	Rodilla en flexión de 90°.	35
1-8	Ejes mecánicos de la rodilla.	39
Figura	CAPITULO II DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	PÁGINA
2-1	Paciente asistido por Servicio de Deformidades Neuromusculares.	43
2-2	Sistema de distracción aplicado a rodilla izquierda en donde se obtiene deflexión completa.	44
2-3a	Fijador externo con barra distractora de acero AISI 303.	45
2-3b	Distractor colocado en pierna derecha durante tratamiento en distracción.	45
2-4	Sistema de tracción esquelética utilizado en pierna izquierda y derecha para la deflexión de la pierna.	46
2-5	Subluxación de rodilla debida a la configuración del fijador.	46
2-6a	Sistema monolateral simple.	46
2-6b	Sistema monolateral compuesto.	46
2-6c	Sistema bilateral simple.	46
2-6d	Sistema bilateral compuesto.	46
Figura	CAPITULO III ANÁLISIS DEL ELEMENTO FINITO DE LOS SISTEMAS DE DISTRACCIÓN.	PÁGINA
3-1	Modelo de líneas del sistema fémur-tibia-ligamentos-distractor.	50
3-2	Areas del modelo de elementos finitos desarrollado.	51
3-3	Volumenes del sistema fémur, tibia, ligamentos y tornillo de Shanz.	51
3-4	Mallado del sistema mediante elementos <i>solid 92</i> .	52
3-5	Posición final durante el tratamiento, extensión máxima 180°.	53
3-6a	Sistema monolateral simple.	54
3-6b	Sistema monolateral compuesto.	54
3-6c	Sistema bilateral simple.	54
3-6d	Sistema bilateral compuesto.	54

Figura	CAPITULO IV RESULTADOS	PÁGINA
4-1	Esfuerzo máximo en clavo en sistema monolateral simple.	58
4-2	Esfuerzo máximo en ligamento lateral interno en sistema monolateral simple.	58
4-3	Esfuerzo máximo en ligamento lateral externo en sistema monolateral simple.	59
4-4a	Esfuerzo máximo en clavo en sistema monolateral simple.	68
4-4b	Esfuerzo máximo en clavo en sistema monolateral simple.	68
4-4c	Esfuerzo máximo en clavo en sistema bilateral simple.	68
4-4d	Esfuerzo máximo en clavo en sistema bilateral compuesto.	68
4-5a	Esfuerzo máximo en ligamento lateral interno en sistema monolateral simple.	69
4-5b	Esfuerzo máximo en ligamento lateral interno en sistema monolateral compuesto.	69
4-5c	Esfuerzo máximo en ligamento lateral interno en sistema bilateral simple.	69
4-5d	Esfuerzo máximo en ligamento lateral interno en sistema Bilateral compuesto.	69
4-6a	Esfuerzo máximo en ligamento lateral externo en sistema monolateral simple.	70
4-6b	Esfuerzo máximo en ligamento lateral externo en sistema monolateral compuesto.	70
4-6c	Esfuerzo máximo en ligamento lateral externo en sistema bilateral simple.	70
4-6d	Esfuerzo máximo en ligamento lateral externo en sistema bilateral compuesto.	70