



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE
MÉXICO



FACULTAD DE INGENIERÍA

**ANÁLISIS DE UNA RODILLA HUMANA EN LA POSICIÓN
DE EMPUJE DURANTE LA MARCHA UTILIZANDO EL
MÉTODO POR ELEMENTO FINITO**

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

INGENIERO MECÁNICO

PRESENTA:

**JOSÉ ANTONIO DÍAZ GONZÁLEZ GARCÍA
OSCAR GERARDO AROCHA ORDAZ**

TUTOR: DR. ÁLVARO AYALA RUIZ

MÉXICO, D.F.

2008



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

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

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

AGRADECIMIENTOS

A mis padres

Quienes son una fuente de inspiración, que creen en mí y me brindaron su apoyo durante mis estudios. A ellos que me fomentaban a la superación cada día de mi vida.

A mis hermanos

Quienes me han enseñado a valorar y disfrutar la vida.

A mis amigos

Por ser un apoyo durante los momentos difíciles y me hicieron ameno el paso durante mis estudios.

A todos ellos

Que me dieron parte de su vida para poder completar una meta más en mi vida y me ayudaron a ser una mejor persona.

ÍNDICE

Introducción	iii
Nomenclatura	iv
1. Anatomía de la Rodilla.	1
1.1 Introducción	
1.2 Superficie Articular	
1.3 Aparato Meniscal	
1.4 Aparato Capsuloligamentoso	
1.5 Aparato Tendinomuscular	
1.6 Sistema Adiposo	
2. Patologías.	10
2.1 Introducción	
2.2 Lesión Meniscal Aislado	
2.3 Lesión Meniscocapsuloligamentosa	
2.4 Luxación de Rodilla	
2.5 Desequilibrio Rotuliano	
2.6 Condromalacia Postraumática	
2.7 Lesiones Osteocondrales Postraumáticas	
2.8 Osteonecrosis	
2.9 Bloque de la Articulación Peroneotibial	
2.10 Bursitis	
2.11 Fabelitis	
2.12 Plica	
2.13 Osteoporosis Álgida Postraumática	
2.14 Retracción Capsular	
2.15 Lesión Tendinomuscular	
2.16 Lipoartritis Traumática	
2.17 Periartritis Postarumática	
3. Cinemática de la Rodilla.	27
3.1 Introducción	
3.2 Rodilla Pasiva en Extensión	
3.3 Rodilla Pasiva en Flexión	

3.4 Rodilla Activa en Extensión	
3.5 Rodilla Activa en Flexión	
3.6 Rotación Axial	
4. Análisis de Fuerzas y Modelado de la Rodilla en CAD.	40
4.1 Introducción	
4.2 Análisis del Ciclo de Marcha	
4.3 Determinación de los Ángulos Durante la Marcha	
4.4 Análisis de Fuerzas en la Rodilla	
5. Análisis de la Rodilla por el Método de Elemento Finito.	50
5.1 Introducción	
5.2 Descripción del Caso de Estudio	
5.3 Modelado de la Rodilla en CAD	
5.4 Propiedades del Material	
5.5 Discretización del Modelo	
5.6 Caso de Estudio 1: Empuje Durante la Marcha	
5.7 Caso de Estudio 2: Rodilla en Flexión con Torsión	
5.8 Comparación de Resultados	
Conclusiones	v
Anexo 1	vii
Referencias	ix

INTRODUCCIÓN

La Biomecánica es un término formado por los vocablos *Bios* (vida) y *Mechaniké* (mecánica); la biomecánica usa las leyes de física y los conceptos de la ingeniería para describir el movimiento y predecir las condiciones de reposo y movimiento de los sistemas biológicos (Ayala, Morales y Rojas [11]). Una de sus aplicaciones es desarrollar (diseñar) prótesis, las cuales son extensiones artificiales que remplazan o completan partes orgánicas que faltan por traumas o por fallas congénitas.

Hoy en día para poder desarrollar y mejorar las prótesis se utiliza como herramientas los sistemas CAD, así como el método por elemento finito (FEM, por sus siglas en Inglés); con estos sistemas es posible predecir el comportamiento del modelo en un ambiente real de trabajo.

El objetivo del presente trabajo es analizar una rodilla humana en un instante de la fase de empuje durante la marcha mediante el método por elemento finito, con el propósito de conocer el comportamiento de los esfuerzos y desplazamientos que se generan en los ligamentos, tendones y huesos; además tiene la finalidad de aportar a la sociedades médicas y a la ingeniería en México conocimiento para poder diseñar y rediseñar prótesis para la anatomía de la población.

Para poder realizar este trabajo es necesario conocer la anatomía de la rodilla, la cual se presenta en el capítulo 1, dónde se estudian los diferentes sistemas que componen la articulación, siendo los principales las superficies articulares y los tejidos blandos, los cuales se dividen en aparato meniscal, capsuloligamentoso y tendinomuscular.

En el capítulo 2 se estudian las patologías de la rodilla, así como las causas, ya que estas provocan que la articulación trabaje de forma deficiente. Además las patologías son las responsables de que las personas sean sometidas a operaciones y/o necesiten prótesis.

En el capítulo 3 se presenta la cinemática de la rodilla; en esta se muestra el funcionamiento y comportamiento de los sistemas vistos en el capítulo 1 en las posiciones pasivas y activas de la rodilla durante el movimiento flexo – extensor.

En el capítulo 4 se muestra el análisis de fuerzas en la rodilla, para esto se realizaron sesiones fotográficas de varios individuos durante la marcha, con la finalidad de obtener los ángulos para la posición a analizar. Con los ángulos se realizaron diagramas de cuerpo libre y se determinaron los músculos y ligamentos que trabajan durante este instante.

Finalmente en el capítulo 5 se realiza el análisis mediante FEM, para lo cual se utilizó la herramienta computacional NX 5, en dónde fueron manipulados los modelos de CAD para obtener las distribuciones de esfuerzos y desplazamientos que se presentan en la posición de estudio.

NOMENCLATURA

Alerón anatómico externo	AAE	Lesión Aislada del Ligamento Cruzado Posterior	LALCP
Alerón anatómico interno	AAI	Ligamento cruzado posterior	LCP
Alerón rotuliano externo	ARE	Ligamento cruzados anterior	LCA
Alerón rotuliano interno	ARI	Ligamento lateral externo corto	LLEC
Amarre dinámico externo	ADE	Ligamento lateral externo largo	LLEL
Amarre dinámico interno	ADI	Ligamento lateral interno	LLI
Ángulo cuádriceps – rotuliano	CCrR	Ligamento menisacorrotuliano externo	LMRE
Ángulo fémur – tibia	FOT	Ligamento menisacorrotuliano interno	LMRI
Aponeurosis ilirotibial	AIT	Ligamento oblicuo posterior	LOP
Bandeleta ilirotibial	BIT	Ligamento poplíteo oblicuo	LPO
Bíceps	B	Menisco externo	ME
Bostezo lateral externo	BLE	Menisco interno	MI
Bostezo lateral externo en flexión rotación externa	BLERE	Movilidad activa	MA
Bostezo lateral externo en flexión rotación interna	BLERI	Muro meniscal	MM
Bostezo lateral interno en extensión	BLI	Músculo poplíteo	P
Bostezo lateral interno en flexión rotación externa	BLIRE	Pata de ganso	PG
Bostezo lateral interno en flexión rotación interna	BLIRI	Punto de ángulo anteroexterno	PAAE
Cajón anterior rotatorio interno	CARI	Punto de ángulo posteroexterno	PAPE
Carilla externa de la rótula	CER	Punto de ángulo posterointerno	PAPI
Carilla interna de la rótula	CIR	Rotación externa	RE
Casquete condíleo externo	CCE	Rotación externa necesaria	REN
Casquete condíleo interno	CCI	Rotación interna necesaria	RIN
Centro de la rótula	Cr	Rotación interna	RI
Condíleo externo	CE	Rotación libre cero	RO
Condíleo interno	CI	Sartorio	Sar
Crural	Cru	Semimembranoso	SM
Cuádriceps	C	Semitendinoso	ST
Cuerno anterior del menisco externo	CAME	Subluxación anterior de la glenoide externa	SLAGE
Cuerno anterior del menisco interno	CAMI	Subluxación anterior de la glenoide interna	SLAGI
Cuerno posterior del menisco externo	CPME	Subluxación anterior del espacio interglenoideo	SLAEIG
Cuerno posterior del menisco interno	CPMI	Subluxación posterior de la glenoide externa	SLPGE
Fascia lata	FL	Subluxación posterior de la glenoide interna	SLPGI
Gemelo exterior	GE	Subluxación posterior del espacio interglenoideo	SLPEIG
Gemelo interno	GI	Tabique intermuscular externo	TIME
Glenoide externa	GE	Tabique intermuscular interno	TIMI
Glenoide interna	GI	Tendón cuadrícipital	TC
Grados de libertad	gdl	Tendón poplíteo	TP
Hiperrotación externa	HRE	Tendón rotuliano	TR
Hiperrotación interna	HRI	Tracción anterior tibial	TAT
Laxitud Anteroexterna	LAE	Tracción posterior tibial	TPT
Laxitud Anterointerna	LAI	Tuberosidad tibial anterior	TTA
Laxitud Anteroposteroexterna	LAPE	Valgus – flexión – rotación externa	VgFRE
Laxitud Anteroposterointerna	LAPI	Valgus	Vg
Laxitud Posterior	LP	Varus – flexión – rotación interna	VrFRI
Laxitud Posteroexterna Primera Variante	LPE V1	Varus	Vr
Laxitud Posteroexterna Segunda Variante	LPE V2	Vasto externo	VE
Laxitud Posterointerna Primera Variante	LPI V1	Vasto interno	VI
Lesión Aislada del Ligamento Cruzado		Vasto interno longitudinal	VIL
Anterior Primera Variante	LALCA V1	Vasto interno oblicuo	VIO
Lesión Aislada del Ligamento Cruzado		Vertiente externa	VET
Anterior Segunda Variante	LALCA V2	Vertiente interna	VIT

Capítulo 1

Anatomía de la Rodilla

1.1 Introducción

En el primer capítulo se exponen los principios fundamentales del funcionamiento de la rodilla humana, para posteriormente hacer un análisis estructural de la misma teniendo los conocimientos suficientes para poder entender su funcionamiento.

Se presenta una descripción de la anatomía de la rodilla, involucrando con esto las superficies articulares (la articulación femororrotuliana, la articulación femorotibial y la articulación peroneotibial) así como la composición y función de estas articulaciones. También se describe la composición y funcionamiento del aparato meniscal, el aparato capsuloligamentoso y los aparatos que están conformados por cartílagos y tendones que tienen una importante función en la rodilla como lubricación, colchón y parte fundamental del movimiento de la misma.

La rodilla es una articulación troclear (con forma de polea), ésta se forma por la interacción de la rótula, las glenoides (tibia) y los cóndilos (fémur) (Fig. 1.1); presenta dos grados de libertad, donde el 1^{ro} es el movimiento flexoextensor, y el 2^{do} es el movimiento de rotación presentado sólo en la flexión.

La rodilla se compone por la superficie articular, los aparatos meniscal, capsuloligamentoso, tendinomuscular y un sistema adiposo; los cuáles en combinación permiten el movimiento y la estabilidad en la articulación [1].

1.2 Superficie Articular

Este se compone por tres grupos de acción: el femorrotuliano, el femorotibial y el peroneotibial (Fig. 1.1) [1].

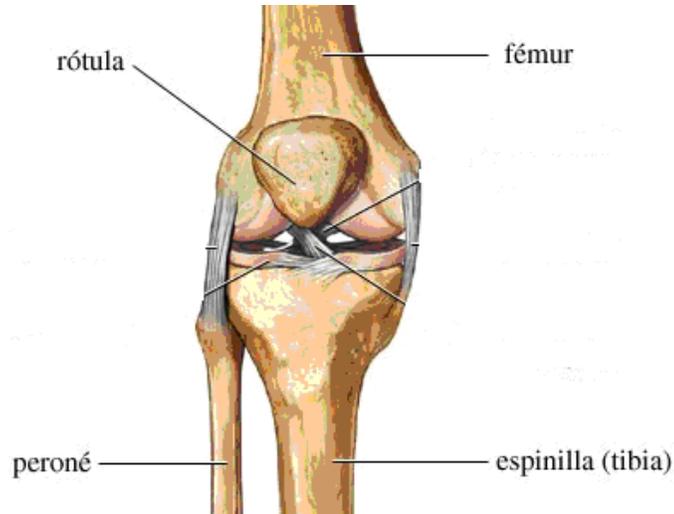


Figura 1.1 Huesos del Aparato Articular (vista anterior).

La **Articulación Femorrotuliana** es compuesta por la tróclea en el fémur y la rótula en su cara posterior. La tróclea se encuentra en la extremidad antero inferior del fémur, la cual consta de las vertientes externa (VET) e interna (VIT), éstas son convexas y se dividen por el canal troclear. El canal troclear inicia en el surco supra troclear, y forma un ángulo de 140° en los bordes superiores de las vertientes (Fig. 1.2).

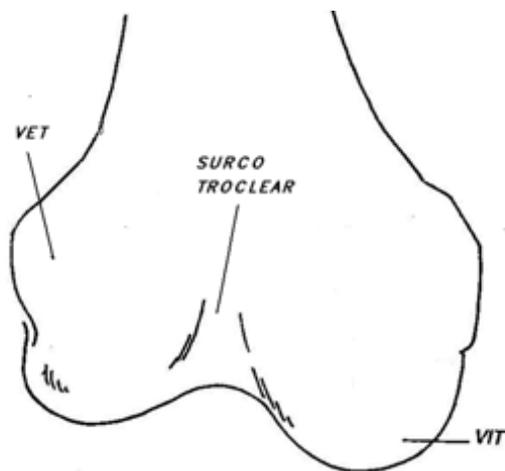


Figura 1.2 Se muestran las vertientes del fémur (vista anterior).

La rótula tiene forma de hueso sesamoideo¹; su cara posterior se divide en una superficie articular y una punta extra articular. La superficie articular se divide en una cresta vertical que corresponde al canal troclear; dos carillas, una externa (CER) y la otra interna (CIR) (Fig. 1.3); la cuál contiene una 3^{ra} carilla que entra en función en la flexión máxima. La punta extra articular sirve para la inserción del tendón rotuliano (TR). El ángulo formado por las carillas es de 130°, lo cual permite una holgura de 10° con respecto al surco supra troclear [1].

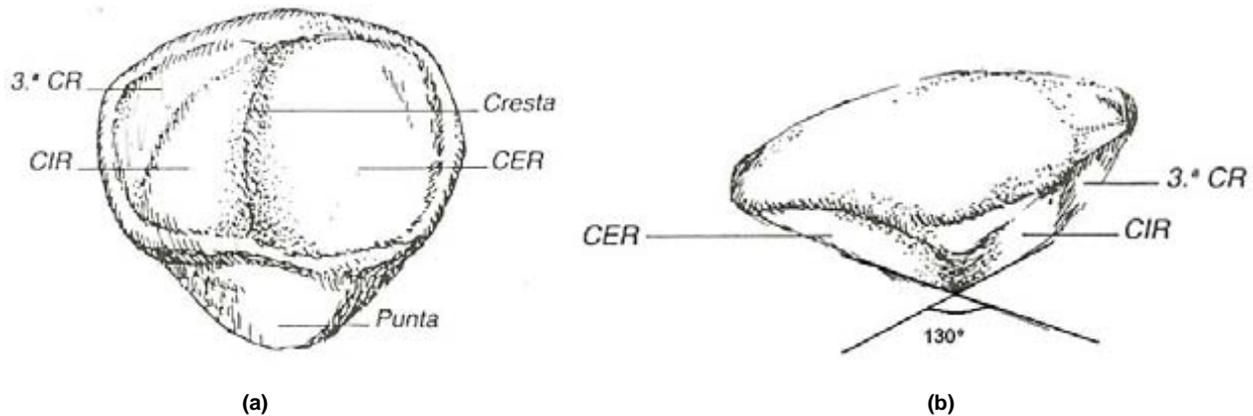


Figura 1.3 (a) Vista posterior y (b) vista superior de la rótula.

La **Articulación Femorotibial** se compone por los cóndilos y las glenoides. Los cóndilos externo (CE) e interno (CI) se encuentran en la zona baja y posterior del fémur (Fig. 1.4), y son divididos por la escotadura intercondílea. Éstos son de forma convexa. El CE se divide en tercios anterior, medial y posterior.

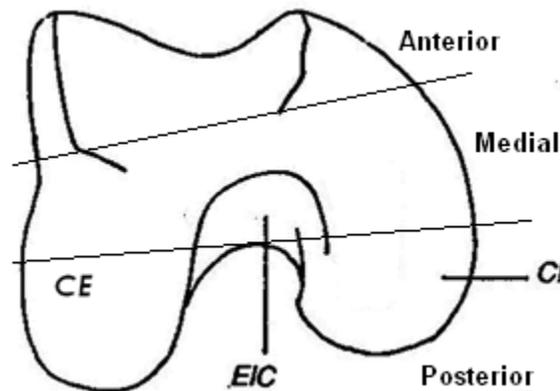


Figura 1.4 Cara inferior del fémur.

Las glenoides externa (GE) e interna (GI) (Fig. 1.5) se localizan en la cabeza superior de la tibia, apoyándose en las tuberosidades de ésta. La GE es convexa, y debido a una vertiente se divide en tercios anterior, medio y posterior; por su forma convexa no existe un encaje correcto con el CE. La GI es cóncava lo cual permite un buen ensamble con el CI. Son separadas por el espacio interglenoideo, donde se encuentra las espinas tibiales externas e internas, las cuales delimitan las zonas preespinal y retroespinal. La espina interior está ligeramente más anterior que la espina exterior [1].

¹ Por su forma de semilla de ajonjolí.



Figura 1.5 Cara superior de la tuberosita tibial.

La **Articulación Peroneotibial** se sitúa en una región llamada artrodia bajo la GE en su tercio posterior, donde se une la cara posterior de la tuberosidad tibial externa y la vertiente interna del caballete del peroné.

La **Sinovial** es una cápsula delgada que se encuentra alrededor de las extremidades óseas dividiéndose en fondo de saco perifemoral y peritibial. Contiene el líquido sinovial que funciona como lubricante entre los huesos. Además protege las uniones óseo-meniscales, el surco supratroclear por medio de la bolsa serosa subcuadricipital, y el tendón poplíteo por la bolsa serosa del poplíteo.

1.3 Aparato Meniscal

Los cuerpos articulares femorotibial y femorrotuliano toman mutuo contacto solamente en puntos o líneas, por cuanto no se coaptan íntimamente a diferencia de otras articulaciones. Para que exista el contacto supraarticular y se compensen las incongruencias se interponen dos discos interarticulares conocidos como meniscos [2]. Los meniscos tienen forma de croissant presentando 2 cuernos (posterior y anterior) en cada uno de los meniscos. Presentan 4 superficies, las cuáles son: cara superior que es cóncava e interactúa con los cóndilos, cara inferior con unión a las glenoides, borde libre que es cóncava y se alinea con la escotadura, y la cara periférica (muro meniscal MM) que es convexa y se adhiere al plano capsular [1].

Los meniscos están insertados en la superficie pre y retroespinal, unidos por manojos fibrosos a las espinas. Además se unen al plano capsular por el MM. Los meniscos se unen entre si por medio del ligamento yugal en sus cuernos anteriores (Fig. 1.6).

El ME tiene en su cuerno posterior unión al ligamento cruzado posterior (LCP) y un amarre dinámico externo (ADE) que lo une al músculo poplíteo (P).

El MI se une en su cuerno posterior a un amarre dinámico interno (ADI) que se sujeta en el tendón semimembranoso (SM)

Los meniscos son contruidos por fibrocartilago [2] y se dividen en zona parameniscal que es el MM, y la zona articular que es donde se reciben las sollicitaciones. Están formados por fibras horizontales, radiales y verticales [1].

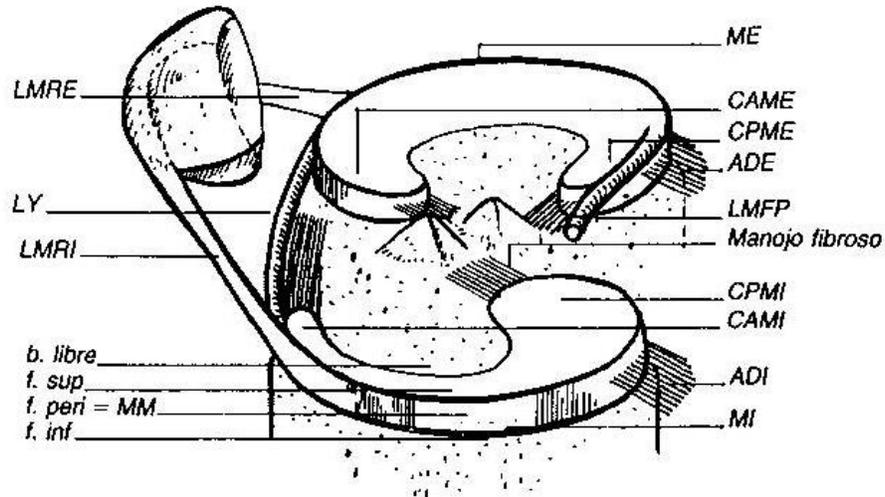


Figura 1.6 Colocación y uniones de los meniscos al aparato articular [1].

1.4 Aparato capsulo ligamentoso

El aparato capsulo ligamentoso se divide en sistemas central y periférico. El sistema central consta del macizo de las espinas tibiales y por los ligamentos cruzados anterior (LCA) y posterior (LCP). El LCA es más frágil, tiene una posición anteroexterno, con unión en la zona preespinal cerca del MI y en el interior del CE. El LCP es más potente, con posición posterointerno, se encuentra unido por el ADE al ME en la zona retroespinal, y en la parte externa del CI (Fig. 1.7) [1].

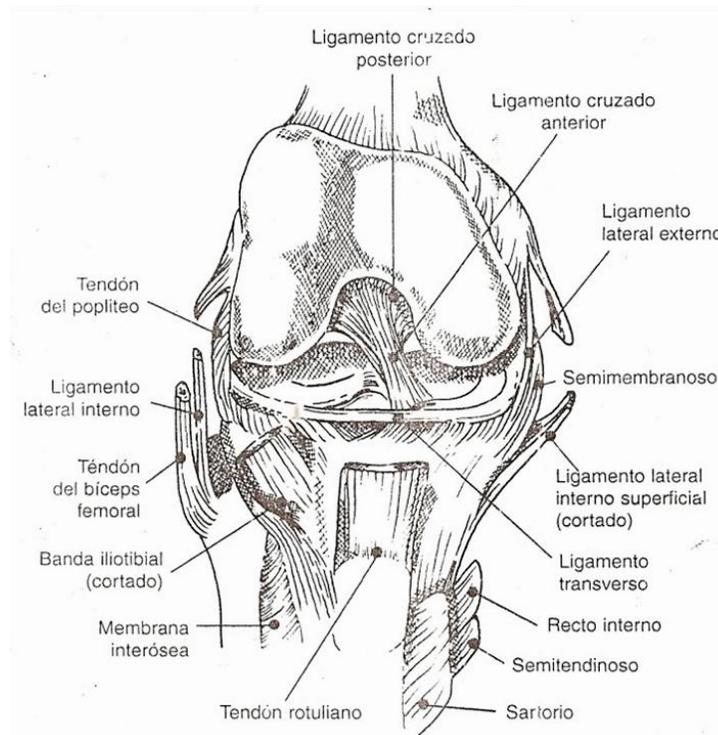


Figura 1.7 Presenta algunos de los ligamentos del aparato capsulo ligamentoso (vista anterior) [3].

El sistema periférico es un conjunto capsulo ligamentoso dividido en sistemas (externo e interno). El sistema externo (alerón rotuliano externo ARE) en su tercio anterior se compone del ligamento meniscorrotuliano externo (LMRE) que es reforzado por el plano capsular y el MM, el alerón anatómico externo (AAE) con uniones en la rótula y el CE (tercio posterior) y la expansión anterior de la bandeleta iliotibial (BIT). En su tercio medio se encuentra unido al aponeurosis iliotibial (AIT) que se une al tabique intermuscular externo (TIME), se une al ligamento lateral externo largo (LLEL) y al tendón poplíteo (TP) que van del CE al caballete del peroné. El tercio posterior es conformado por el casquete condíleo externo (CCE) con unión al gemelo exterior (GE) por la parte posterior, y en la anterior se une al punto de ángulo posteroexterno (PAPE) y al ligamento lateral externo corto (LLEC) que se une a la fabela.

El sistema interno (alerón rotuliano interno ARI) en su tercio anterior se une al ligamento meniscorrotuliano interno (LMRI), al alerón anatómico interno (AAI) que va de la rótula al CI (posterior). El tercio medio está el ligamento lateral interno (LLI) y los fascículos femoromeniscal y meniscotibial. En el tercio posterior divide el casquete condíleo interno (CCI) en posterior donde se une el gemelo interno (GI) y anterior por el punto de ángulo posterointerno (PAPI), que se sostiene en el músculo semimembranoso (SM) y el ligamento oblicuo posterior (LOP), que diverge en los fascículos superior, medio e inferior [1].

1.5 Aparato Tendinomuscular

Se divide en 4 grupos que constan de músculos y sus tendones (uniones de los músculos a la rótula).

El **Grupo Anterosuperior** (Fig. 1.8) o cuádriceps es parte del aparato extensor; consta de 4 músculos: El recto anterior (RA) que es biarticular (cadera, rodilla), éste se inserta en la parte anterosuperior de la rótula. El vasto externo (VE) y el vasto interno (VI) son dos músculos monoarticulares (rodilla), estos se colocan sobre sus respectivos tabiques intermusculares (TIME y TIMI), subiéndose el primero sobre el trocánter mayor y el segundo sobre el menor. El VI se divide en longitudinal (VIL) y oblicuo (VIO). El crural (Cru) que es un músculo monoarticular (rodilla) está unido al fémur tapizándolo en su cara anteroexterna. El tendón cuadricipital (TC) une al RA, al VE, al VI y la Cru, además de puentearse sobre la rótula y uniéndose al tendón rotuliano (TR). El TR se inserta en la punta extra articular (rótula) uniéndola a la tibia en la tuberosidad anterior (TTA). Las expansiones tendinoaponeuróticas hacen un doble refuerzo, partiendo de los vastos VE y VI, conectándolos a la tuberosidad tibial de forma directa por las laterales de la rótula, y de forma cruzada sobre la rótula [1].

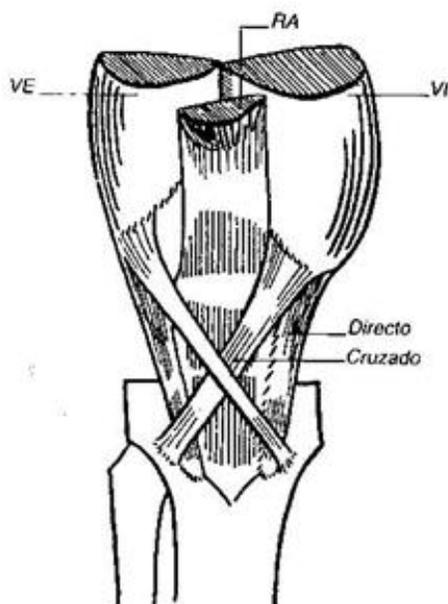


Figura 1.8 Músculos del grupo antero superior.

El **Grupo Posteroinferior** (Fig. 1.9) se compone por los gemelos interno (GI) y externo (GE) que son poliarticulares (rodilla y retropié), se unen en los casquetes correspondientes (CCE y CCI).

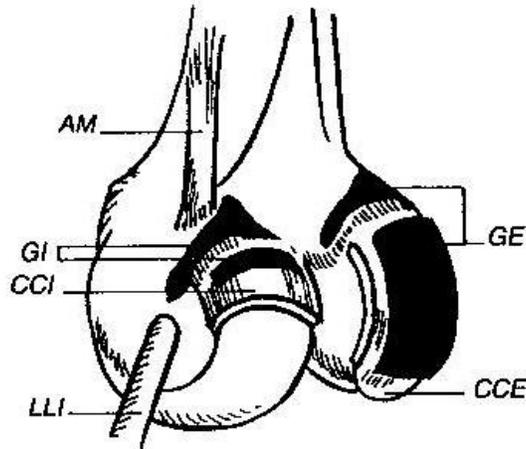


Figura 1.9 Se presentan las uniones de los músculos y los casquetes en los cóndilos.

El **Grupo Posteroexterno** (Fig. 1.10) lo conforman la fascia lata (FL) y el bíceps (B) que son músculos biarticulares (rodilla y cadera). La FL se une en el glúteo mayor (cresta iliaca), y cerca de la rodilla, se divide en la aponeurosis iliotibial (AIT) que se une al TIME, y en la bandeleta iliotibial (BIT) envolviendo la rótula y uniéndose a una prolongación del sartorio. El B se relaciona con los músculos isquiotibiales que son el semimembranoso (SM) y semitendinoso (ST), y al bajar envuelve al LLEL uniéndose a la vertiente externa del caballete (peroné) y a la tibia.

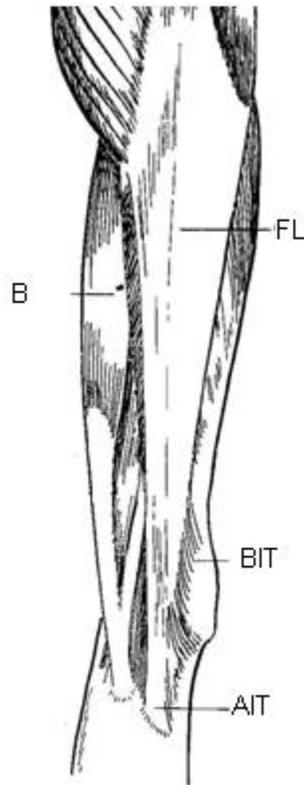


Figura 1.10 Vista sagital de la pierna.

El **Grupo Posterointerno** (Fig. 1.11) trata de 4 músculos biarticulares (cadera y rodilla). El SM que es un músculo isquiotibial se une a la tibia por medio de 3 tendones: el directo que actúa en extensión y se une al PAPI, el reflejo con dirección flexionante a los 90°, y el recurrente que se inserta a la fabela formando el ligamento poplíteo oblicuo (LPO). El sartorio (Sar) recorre el fémur en su cara antero interna y se une por medio de una expansión a la FL. El recto interno (RI) marca el límite del muslo interno. El semitendinoso (ST) otro músculo isquiotibial se une al GI. Éstos 3 últimos (Sar, ST y RI) se unen entre sí creando el músculo de la pata de ganso (PG) que se une a la extremidad superior de la tibia [1].

El **Poplíteo** (P), músculo monoarticular (rodilla) se encuentra en el hueco poplíteo; forma parte del ADE y se une al LPO.

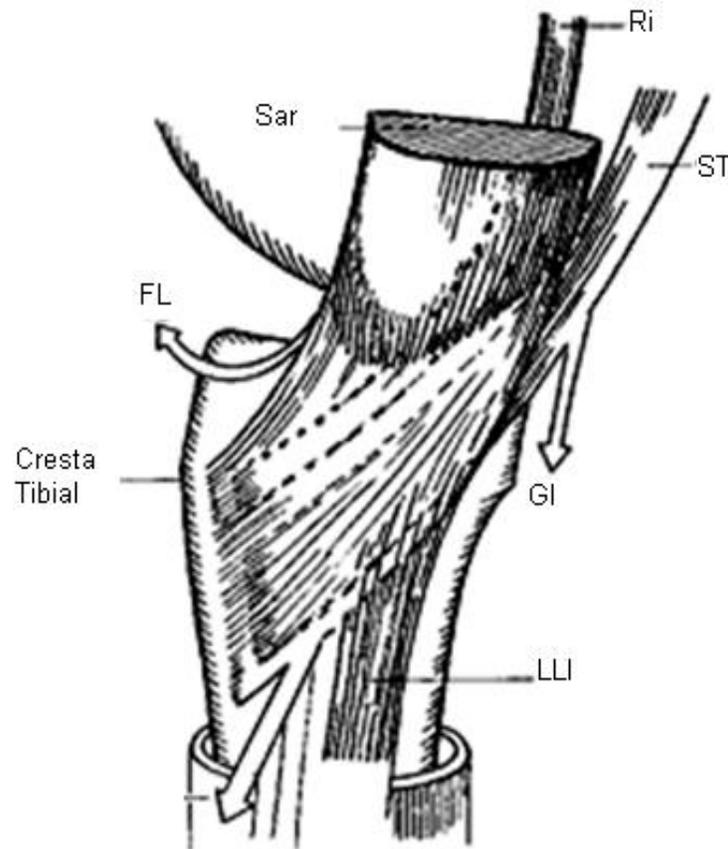


Figura 1.11 Músculos isquiotibiales.

1.6 Sistema Adiposo

El sistema adiposo está formado por un paquete adiposo que es una masa gruesa que llena el vacío frente a la punta extra articular (rótula) y el tendón rotuliano (TR). Tiene prolongaciones celulograsas (ligamento adiposo) salientes del paquete graso que fija la escotadura intercondílea con el LCA (Fig. 1.12) [1].

Este sistema adiposo junto al líquido articular tiene como función lubricar las superficies articulares, reduciendo el frotamiento entre éstas [2].

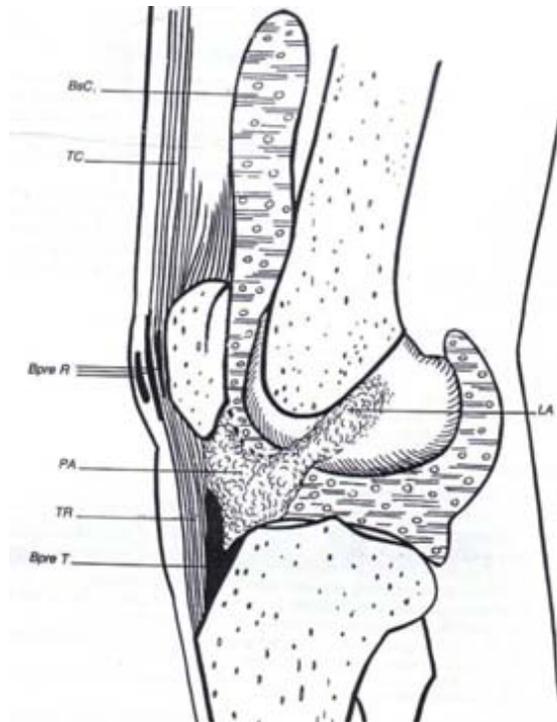


Figura 1.12 El sistema adiposo; éste funciona como colchón entre los elementos de la articulación.

Capítulo 2

Patologías

2.1 Introducción

En el capítulo 2 se describen las patologías que se presentan en la rodilla, ya sea por un trauma o por enfermedades congénitas, donde las más frecuentes son por traumas.

Dentro del capítulo se mencionan en mayor proporción las generadas por traumas, por mala colocación, o un mal movimiento. Además se presenta el ciclo de evolución que puede llevar este tipo de lesiones al no tener un cuidado adecuado.

Las patologías en la rodilla son las enfermedades que puede sufrir esta por causa de un golpe directo, por la posición de las piernas y sus apoyos, o bien por enfermedades congénitas. Las patologías se dividen según la zona afectada.

2.2 Lesión Meniscal Aislada

Los meniscos son vulnerables, ya que se componen por tejidos tendinocapsuloligamentosos y cartilagosos.

Menisco Interno

La lesión aislada en el menisco izquierdo es provocada por un movimiento en VgFRE con apoyo monopodal, ó en posición de hiperflexión (en cuclillas) con apoyo bipodal. La lesión tiene como punto de origen el segmento medio, y se extiende hacia el cuerno anterior; se presenta como una rotura o como una desinserción en las zonas sub y suprameniscales. Si es una rotura (desgarro) se extiende por las fibras longitudinales, fragmentando la superficie fibrocartilaginosa y luxando el menisco de la escotadura intercondílea. Si es desinserción la superficie fibrocartilaginosa se desprende del plano capsular provocando una luxación [1] (Fig. 2.1).

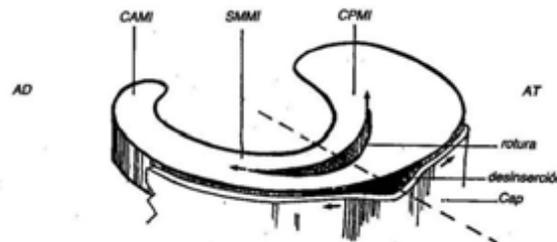


Figura 2.1 Se muestra sobre el segmento medio (línea punteada) la desinserción y el desgarro.

Menisco Externo

La lesión aislada del menisco externo se puede dividir en:

- *Traumática*; es un desgarro vertical en las zonas sub y suprameniscales, está lesión puede ser:
 - ✓ *Longitudinal*; la cuál es provocado por un movimiento en VrFRI con apoyo monopodal o por hiperflexión con apoyo bipodal. Comienza en el segmento medio y se extiende hacia cualquiera de los cuernos por medio de las fibras horizontales. Si hay desinserción, ésta provoca el ensanchamiento del hiato poplíteo (Fig. 2.2).

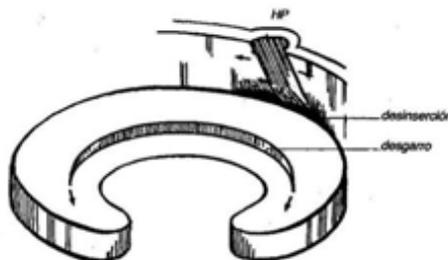


Figura 2.2 Se observa la desinserción con el plano capsular y el desgarro.

- ✓ *Transversal*; es un desgarro provocado por una compresión brusca del compartimiento externo por un movimiento forzado axial en flexión o un golpe latero externo en extensión. Tiene su inicio en el borde libre y corre hacia la cara periférica seccionando los cuernos del menisco (Fig. 2.3).

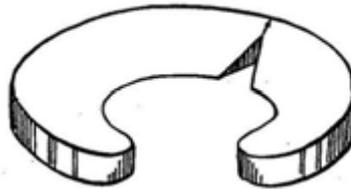


Figura 2.3 El desgarro lleva una dirección desde el borde libre hasta el plano capsular.

- ✓ *Oblicuo*; es una mezcla de los dos anteriores provocada por una rotación forzada, y generando un desgarro en el borde libre (segmento medio) que se dirige hacia la cara periférica y a algún cuerno de forma oblicua (Fig. 2.4).

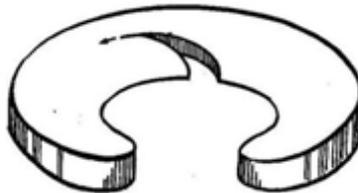


Figura 2.4 El desgarro dibujo una curva en su recorrido.

- *Por Malformación*; generalmente esta lesión es por anomalías congénita, y es conocida como “menisco discoideo”.
- ✓ *Anomalías Múltiples* (Fig. 2.5); que pueden ser completa, la cual separa las superficies la no haber borde libre; casi completa, por la casi unión de los cuerno; biplano, presentado una hendidura horizontal en los cuerno; de vírgula o corona, parecida a la completa, pero ésta permite el contacto de las superficies por el orificio interno.

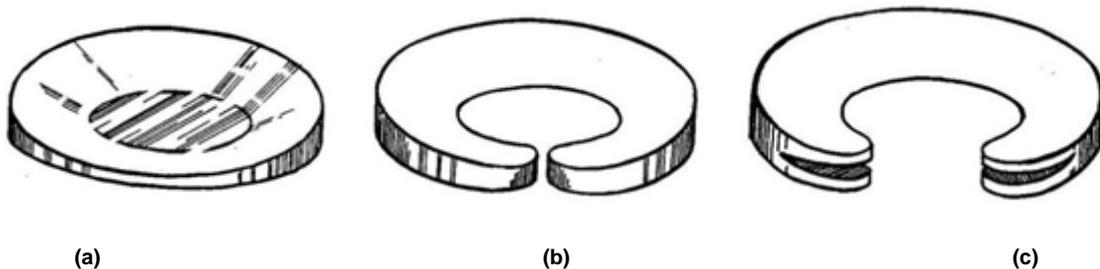


Figura 2.5 (a) Completa, (b) Casi completa, (c) Biplano

- ✓ *Anomalías por Inserción*; un segmento meniscal (anterior, medio o posterior) se encuentra libre, por lo que es fácilmente luxable.
- *Degenerativas*; ésta presenta fisuras horizontales que erosionan las caras superior e inferior.
- ✓ *Longitudinal*; las fisuras se propagan por las fibras horizontales provocadas por un polimicrotrauma (trauma por actividad física) (Fig. 2.6)

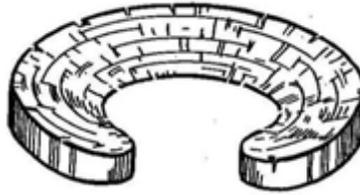


Figura 2.6 La lesión se distribuye según el número y longitud de las fisuras.

- ✓ *Calificación meniscal y Laminado meniscal*; esta lesión es difícil de ubicar su origen en el inicio de la lesión y en su evolución, con excepción del quiste. El quiste se origina en una hendidura en la superficie suprameniscal y se propaga por sollicitaciones laterales hasta llegar al plano capsular (Fig. 2.7) [1].

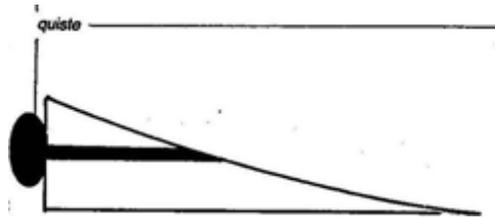


Figura 2.7 El quiste se propaga por una hendidura.

2.3 Lesión Meniscocapsuloligamentosa.

Aguda o Reciente; se presenta 10 días después de la lesión [1].

- *Grave*; esta lesión se presenta en forma de desgarro o desinserción, y presenta síntomas de hematrosis por punción evacuadora (hematomas), por bloqueo o dislocación, además de presentar un cajón radio dinámico.
- *Benigna*; generalmente se presenta en forma de distensión.

Crónica o Tardía; estas lesiones son las que van evolucionando hasta que presentan síntomas de molestia.

- *Entosis en Flexión*
- ✓ *Lesión Aislada del Ligamento Cruzado Anterior Primera Variante (LALCA V1)*

Lesión generada por un movimiento forzado en VrFRI, presentándose por una rotación interna anormal y una subluxación anterior de glenoides externas (SLAGE) (Fig. 2.8), la lesión cubre la mitad anterior del compartimiento intermedio; puede ser intrasinovial en la parte alta y media como un hematoma, ó es una lesión evidente en la parte baja con ruptura de la sinovial.

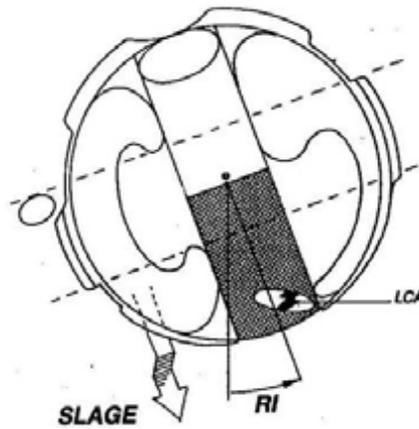


Figura 2.8 La movilidad anormal está ligada al déficit del LCA.

✓ *Laxitud Anteroexterna (LAE)*

Consiste en un movimiento forzado en VrFRI con apoyo por entorsis interna; cubre la mitad anterior del compartimiento medio y el tercio anterior externo. Puede desarrollar movimientos anormales como (Fig. 2.9) subluxación anterior del espacio interglenoideo (SLAEIG) o desplazamiento del eje de rotación por una hiperrotación interna (HRI), un bostezo lateral externo en flexión – rotación interna (BLERI) y una subluxación anterior de la glenoide externa (SLAGE).

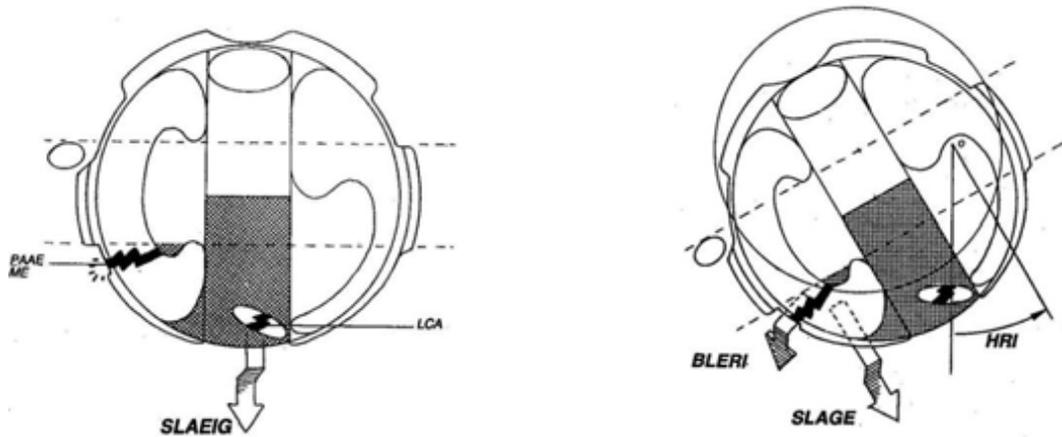


Figura 2.9 Se muestran los movimientos anormales por una rotación interna forzada.

✓ *Laxitud Posteroexterna Primera Variante (LPI V1)*

Se presenta por una entorsis rotatoria interna, que provoca un falso cajón anterior rotatorio interno (CARI) [1].

✓ *Laxitud Anteroexterna (LAI)*

Lesión en entorsis rotatoria externa, es desencadenada por un movimiento forzado en VgFREI. Se presenta en la mitad anterior del compartimiento medio y en los tercios medio y posterior internos. Los movimientos anormales que provoca son (Fig. 2.10) una subluxación anterior del espacio interglenoideo (SLAEIG) y un desplazamiento del eje de rotación por una hiperrotación externa (HRE), un bostezo lateral interno en flexión – rotación externa (BLIRE) y una subluxación anterior de la glenoide interna (SLAGI).

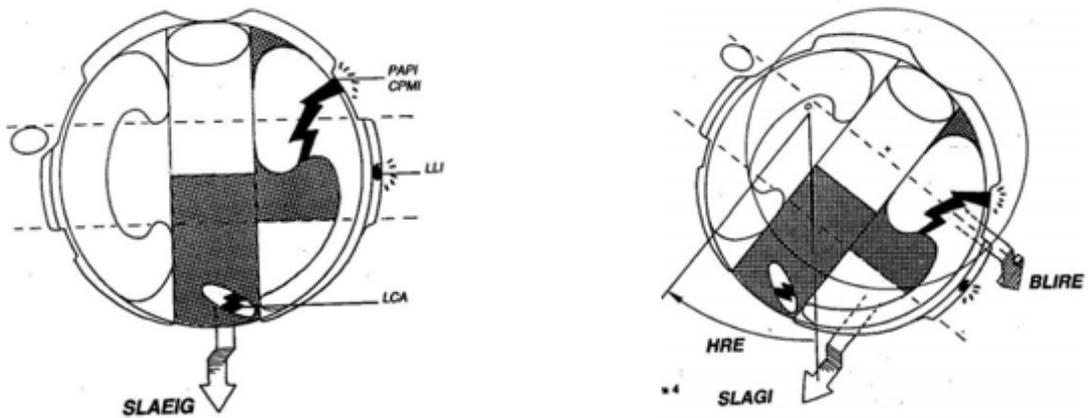


Figura 2.10 Se pueden observar los movimientos anormales por una rotación externa.

✓ *Laxitud Posteroexterna Primera Variante (LPE V1)*

Se presenta en entorsis externa por un movimiento forzado en VgFRE, afectando el tercio posterior externo. Presenta movimientos anormales por un desplazamiento en el eje de rotación por hiperrotación externa (HRE) y por la subluxación posterior de la glenoide externa (SLPGE) (Fig. 2.11) [1].

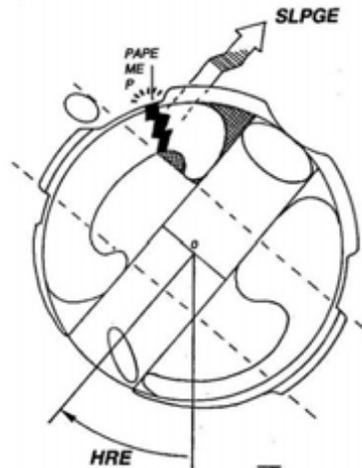


Figura 2.11 El desplazamiento del eje de rotación es casi imperceptible.

✓ *Lesión Aislada del Ligamento Cruzado Posterior (LALCP)*

Resultado de una entorsis en rotación neutra por un golpe directo anterior en la TTA y con movimiento forzado en flexión a 90° con talón como contraapoyo. Cubre la mitad posterior central, afectando al LCP con un desgarro en la base o en la porción central, ó por una desinserción en la parte alta con arranque óseo. Provoca movimientos anormales por la subluxación posterior del espacio interglenoideo (SLPEIG) (Fig. 2.12).

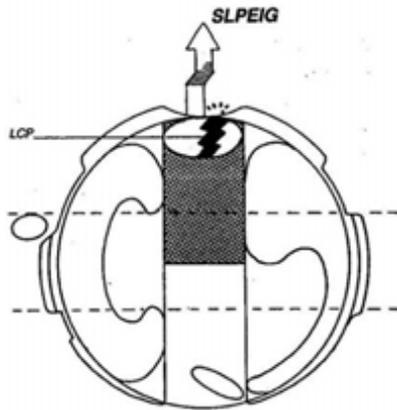


Figura 2.12 El movimiento anormal se liga a un déficit del LCP.

➤ *Entorsis en Extensión*

- ✓ *Lesión Aislada del Ligamento Cruzado Anterior Segunda Variante (LALCA V2)*

Parecida a la LALCA V1, presentándose por un movimiento forzado en extensión sin apoyo (abanicada).

- ✓ *Laxitud Posterior (LP)*

Por la entorsis externa, es generada por un trauma directo en la parte anterior en la TTA en un movimiento forzado en extensión con el talón como contraapoyo, provocando un movimiento de SLPEIG. La lesión cubre la mitad posterior central desbordándose a los tercios posteriores, y afectando al LCP y las cáscaras condíleas (Fig. 2.13) [1].

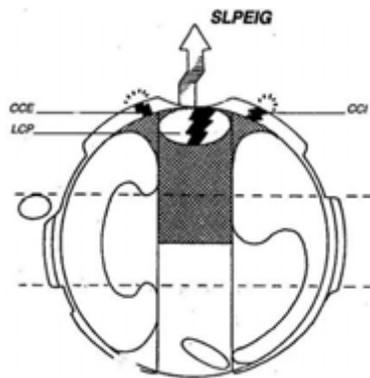


Figura 2.13. La lesión de LCP se asocia a una lesión de la cáscara condílea.

- ✓ *Laxitud Posteroexterna Segunda Variante (LPE V2)*

Es consecuencia de un golpe directo lateral antero interno provocando un movimiento externo con apoyo afectando la mitad posterior central y los tercios medio y posterior. Los movimientos anormales se comportan como (Fig. 2.14) bostezo lateral externo (BLE) y la SLPEIG, ó como desplazamiento del eje de rotación por una HRE, con bostezo lateral externo en flexión – rotación externa (BLERE) y SLPGE.

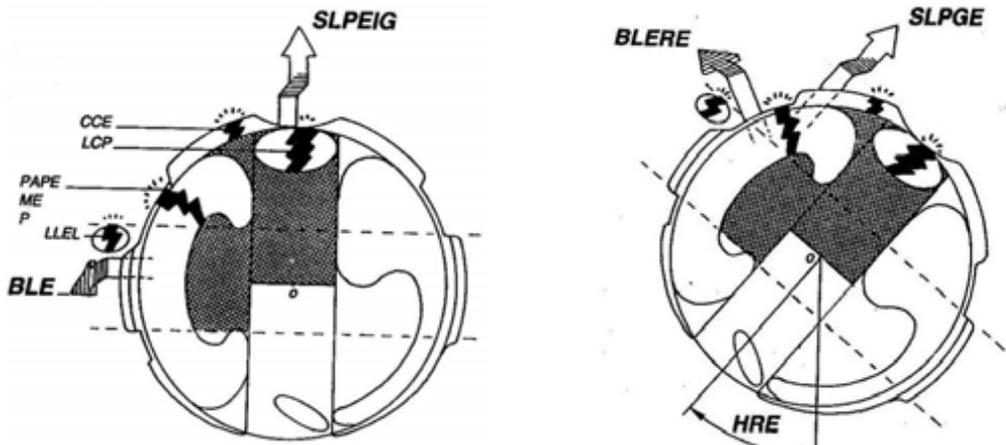


Figura 2.14 Se observan las lesiones provocadas por un movimiento externo forzado.

✓ *Laxitud Anteroposteroexterna (LAPE)*

LA lesión de pivote central es causada por un trauma directo lateral con impacto en la cara interna con apoyo. Se presenta en el compartimiento externo y central en su totalidad. Los movimientos anormales provocados son (Fig. 2.15) un bostezo lateral externo (BLE) en extensión, la SLAEIG y la SLPEIG; un desplazamiento del eje de rotación por una HRI, con un BLERI y una SLAGE, o un desplazamiento del eje de rotación por una HRE con un BLERE y la SLPGE.

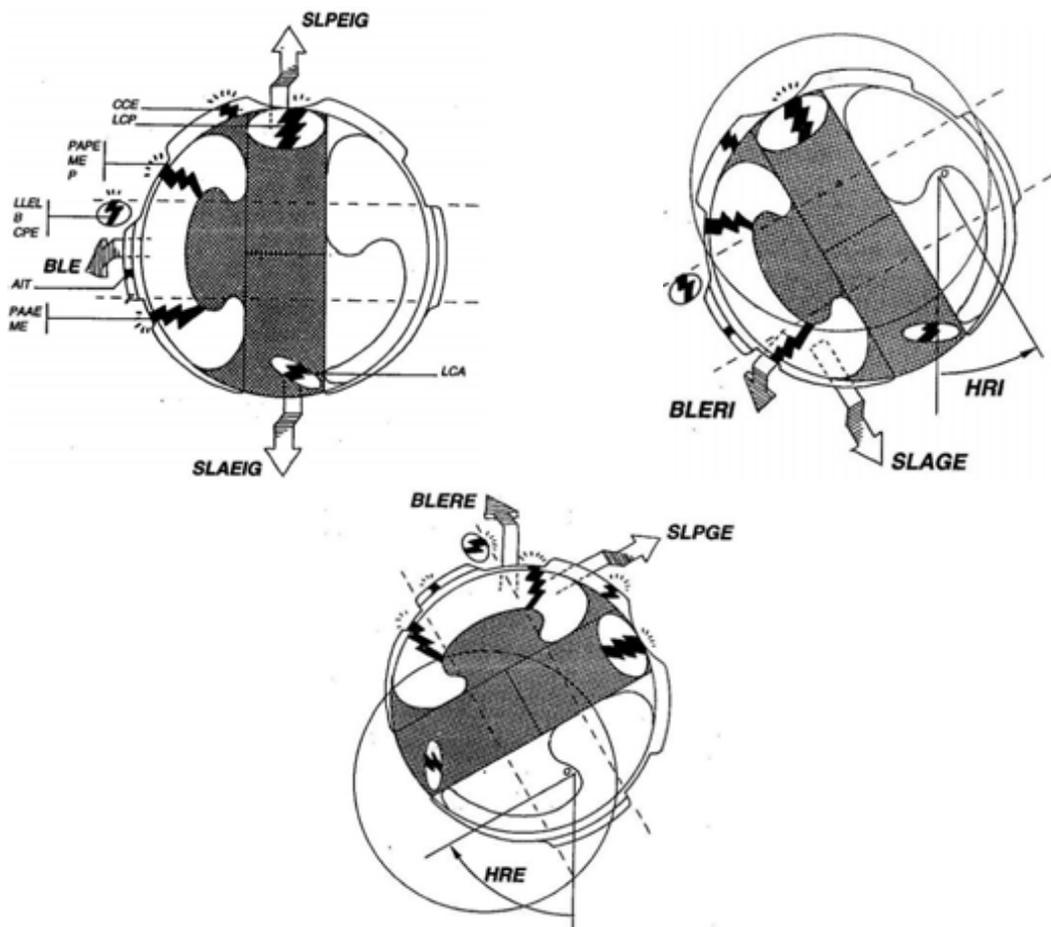


Figura 2.15 Lesiones por una Laxitud Anteroposteroexternas [1].

✓ *Laxitud Anteroposterointerna (LAPI)*

Lesión de pivote central provocada por un contacto lateral externo con apoyo causando un movimiento forzado externo. Se presenta en la totalidad de los compartimientos central e interno. Provoca los movimientos anormales de (Fig. 2.16) bostezo lateral interno en extensión (BLI), la SLAEIG y SLPEIG; de desplazamiento del eje de rotación por una HRI, con un BLIRI y una SLPGI, y de desplazamiento del eje de rotación por una HRE, con un BLIRE y una SLAGI.

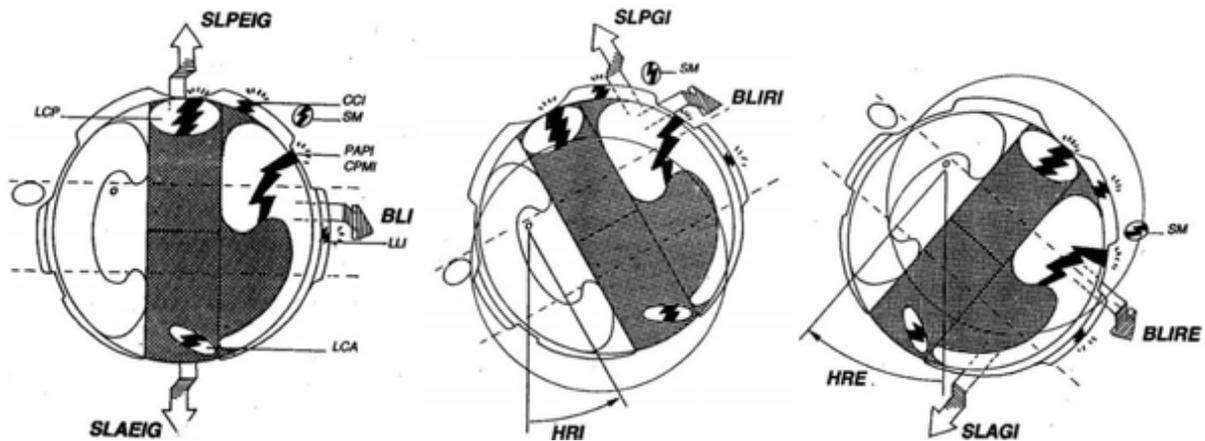


Figura 2.16 Movimientos anormales por una lesión de pivote central.

También se puede hacer una subdivisión, según su forma de evolución.

- *Lesiones no evolutivas*; estas están en su máxima gravedad desde el inicio.
 - ✓ LALCP
 - ✓ LAPE
 - ✓ LAPI
- *Lesiones evolutivas*; éstas generan nuevas lesiones y pueden aumentar de gravedad.
 - ✓ LALCA -> LAE ó LAI
 - ✓ LPE -> LAE, formando una laxitud global externa.
 - ✓ LAE -> LAI, formando una laxitud global anterior, con aparición de un cajón anterior en RI.
 - ✓ LAI -> LPE, formando la laxitud global de los cruzados.

Las lesiones crónicas pueden generar:

- *Desequilibrio Rotuliano*; la cuál es una causa dinámica de mal posición externa de la TTA (Fig. 2.17).

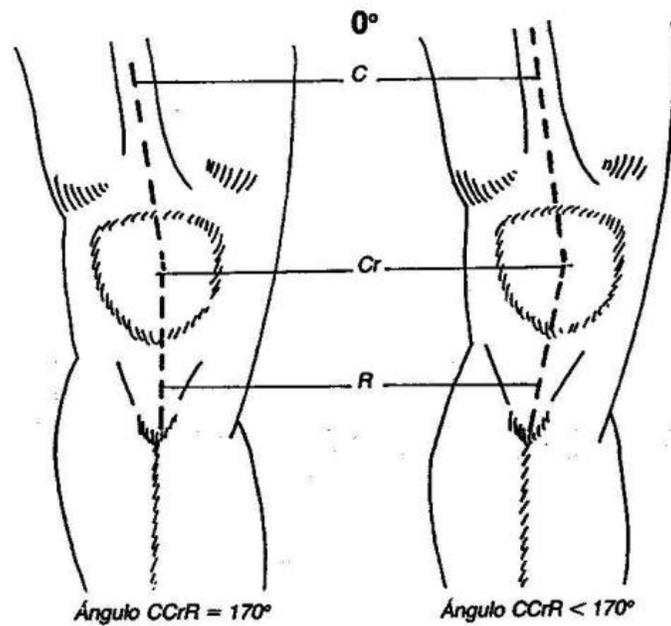


Figura 2.17 Se observa la posición externa de la rodilla, la cual forma un ángulo menor a los 170° [1].

➤ Lesiones osteocartilaginosas en la articulación femorotibial:

- *Compartimiento interno*; se presentan lesiones femorales en la mitad del cóndilo interno cerca de la escotadura, y lesiones tibiales en el cuarto posterior de la glenoide interna (Fig. 2.18).
- *Compartimiento externo*; son discretas, generalmente por el conflicto del cóndilo con la glenoide.

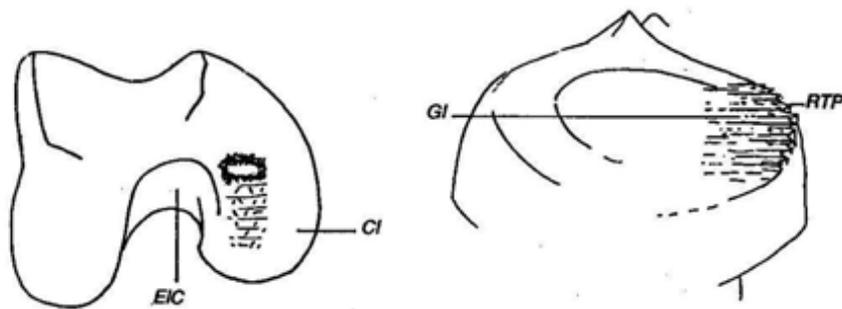


Figura 2.18 Se observan las lesiones en el cóndilo y la glenoide internas.

- *La Artrosis*; es el final de las lesiones crónicas. La involución del cartilago provoca rozamiento intensivo por la complicitad del peso del cuerpo, y fragiliza el tejido óseo (Fig. 2.19).

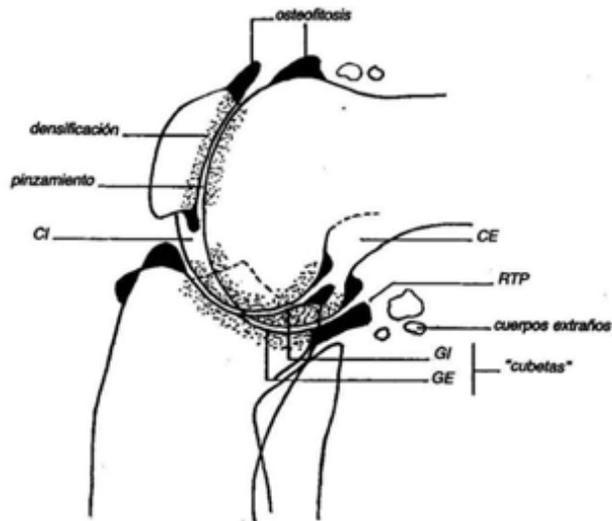


Figura 2.19 El rozamiento provoca osteofitosis y cuerpos extraños.

- *La Atrofia Muscular*; es la reacción inmediata al accidente. Se presenta por la pérdida de la fuerza muscular, por la inmovilización impuesta, donde el cuádriceps es el más afectado [1].
- *Síndrome Trofostático*; es el final de las lesiones crónicas, que se presenta en las estructuras articulares y periarticulares. Es el conjunto de las lesiones meniscocapsuloligamentosas, esta degradación entra a un círculo vicioso que se complementa por la artrosis (enfermedad de rodamiento y deslizamiento) y la amiotrofia (inestabilidad articular por lesiones meniscales). La degradación puede activarse por:
 - *La desaxación*; sobrecarga del compartimiento interno en el genu varum (aumento del ángulo FOT) y del compartimiento externo en el genu valgum (disminución del ángulo FOT) (Fig. 2.20).

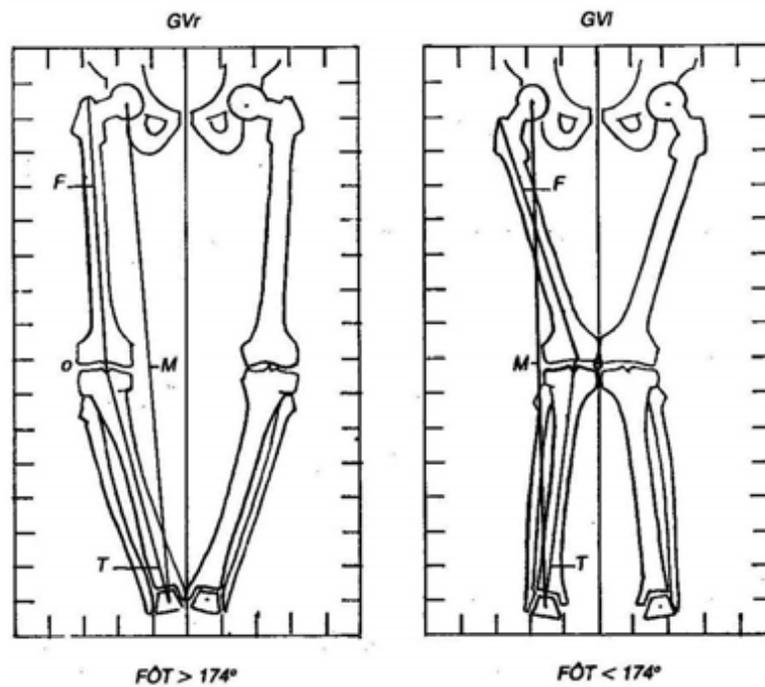


Figura 2. 20 Se presentan las posiciones en genu varus (izquierda) y genu valgum (derecha).

- *La meniscectomía*; ablandación total del menisco, que provoca un aumento de presión en los compartimientos y un aumento en la movilidad anormal.
- *El deporte*; las sollicitaciones críticas del deporte por buscar mejoras en marcas.

2.4 Luxación de Rodilla

Es el grado máximo de la entorsis grave, ya que provoca la ruptura subtotal capsuloligamentosa [1].

Luxación Rotatoria

Es provocada por un movimiento forzado de la rodilla en apoyo con una rotación externa o interna sobreañadida. Se presenta una ruptura capsuloligamentosa, respetando los meniscos; la dislocación es parcial gracias al contacto óseo.

Luxación en Rotación Neutra

Provocada por un trauma directo anterior, generando un movimiento forzado en rotación neutra y con el talón de contraapoyo. La ruptura capsuloligamentosa afecta el LCP. La dislocación es parcial gracias al contacto óseo.

2.5 Desequilibrio Rotuliano

Anomalías del aparato extensor.

En el Plano Frontal

Es la malposición externa de la TTA, ésta retarda la flexión [1]. Puede ser resultado de:

- *Causas estáticas u óseas*; son provocadas por una HRE de la tibia, o por la desaxación femorotibial.
- *Causas dinámicas o capsuloligamentosas*; generada por HRE en laxitudes.

Las lesiones pueden ser:

- *Crónicas con subluxación externa*; se presentan en los compartimientos externo e interno, donde el primero forma artrosis por el rozamiento de la carilla rotuliana externa y la vertiente troclear externa; el segundo por la presencia de condromalacia.
- *Agudas con luxación externa*; que pueden ser lesiones ligamentosas presentándose como desinserciones en el fémur o rótula, y lesión ósea, que se presenta como fractura condral pura, ósea pura ó osteocondral (Fig. 2.21).

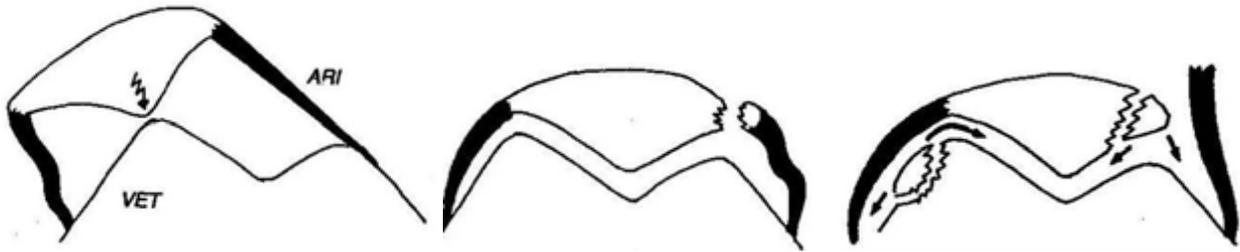


Figura 2.21 Lesiones agudas con luxación. Izq. Condral pura, Cen. Ósea pura y Der. Osteocondral.

En el Plano Sagital

- *Desequilibrio en el Inicio*; provoca conflicto trocleorrotuliano debido a la posición anormal alta de la rótula. Además la rotula puede mostrar una depresión en su tercio inferior; esto provoca fisuras (estrías) en la VIT y en la carilla izquierda de la rótula (Fig. 2.22).

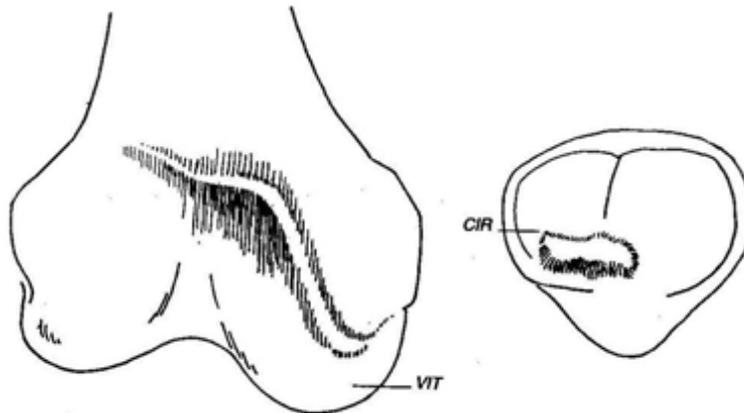


Figura 2.22 Se muestran las fisuras por el rozamiento en la articulación en flexión.

- *Desequilibrio por encima de 30°*; ésta se debe a que la tróclea es anormalmente prominente, lo cual provoca un roce con las carillas de la rótula generando una fisura sobre la superficie articular (Fig. 2.23).

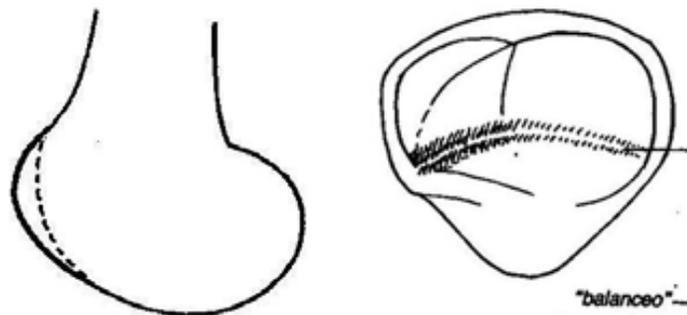


Figura 2.23 Se muestra la fisura en la rótula por el rozamiento con la tróclea.

- *Desequilibrio por encima de 90°*; es provocada por un osteofito polar que aparece sobre la rotula un su cara posterior causando conflicto condilorrotuliano.

2.6 Condromalacia Postrumática

Enfermedad del cartílago de la articulación femorrotuliana. Es desencadenada por un golpe directo en la cara anterior de la rótula, generando una depresión en el cartílago de la rótula en contacto a la superficie de la tróclea [1].

2.7 Lesiones Osteocondrales Postraumáticas

Destrucción del cartílago hasta el hueso. La lesión se relaciona al desequilibrio rotuliano y depende de la existencia de la laxitud [1].

Presencia de una Laxitud; las lesiones en los compartimientos afectan al fémur y a la tibia.

Ausencia de una Laxitud; son esencialmente femorales. Las fracturas osteocondrales afectan el deslizamiento en el cóndilo interno por un movimiento VgFRE con apoyo, al deslizamiento del cóndilo externo por un movimiento en VrFRI con apoyo, y a las zonas descubiertas de los cóndilos por efecto de un golpe directo lateral o anterior [1].

2.8 La Osteonecrosis

Etiopatogénia; es provocada por la insuficiencia vascular y modifica la resistencia mecánica del hueso en tres formas [1]:

- *Por destrucción* (infarto óseo); que es la necrosis de las trabéculas óseas (desaparición de osteocitos)
- *Por reconstrucción;* que coloca un tejido muerto sobre el tejido vivo.
- *Por curación completa;* que es la presencia de un pequeño fragmento necrosado rodeado de uno vivo.
- *Por curación incompleta;* por la presencia de un gran fragmento necrosado, impidiendo la generación de tejido vivo.

Sintomatología; ligada a la edad [1].

- *De tubérculo tibial;* propia del adolescente, ésta afecta los centros de osificación del tubérculo tibial.
- *Rotuliana;* se halla en la preadolescencia, ésta afecta los centros de osificación de la rótula.
- *Condílea:*
 - ✓ *Difusa;* propia del niño, donde hay trastornos de la osificación en los cóndilos (Fig. 2.24).



Figura 2.24 Se muestran unas posibles lesiones difusas.

- ✓ *Circunscrita*; propia del adolescente y adulto joven, se limita al cóndilo izquierdo, generando un cuerpo extraño en el interior de la articulación del fragmento (Fig. 2.25).

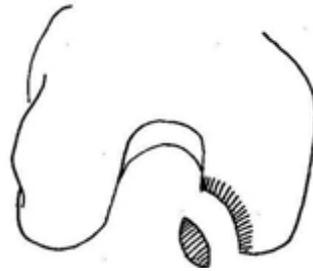


Figura 2.25 Se observa la lesión circunscrita.

2.9 Bloque de la Articulación Peroneotibial

Es un desorden en la articulación, generalmente se presenta en deportista, y genera dolor en movimiento o en apoyo [1].

2.10 Bursitis

Lesión por la reacción inflamatoria en las bolsas serosas [1].

Bursitis superficial; se limita a la cara anterior de la rodilla, se desencadena por la polimicrotraumatología, y provoca un empastamiento de la pared de la bursa (fibrosis).

Bursitis profunda; se presenta en la cara posterior de la rodilla, es provocada por las sollicitaciones del deporte o por la posición de cuclillas, ésta puede evolucionar en un quiste.

2.11 Fabelitis

Puede concebirse a partir de un sobreesfuerzo en la GE, ya sea en la flexión de la marcha o en la rotación externa de la extensión [1].

2.12 La Plica

Se debe a la acción de la polimicrotraumatología [1].

Suprarrotuliana (PSR), se presenta un tabique entre la bursa y el fondo de saco (Fig. 2.26).

Retrorotuliana (PRR), se presenta como una bandeleta fibrosa que brota de la vertiente troclear interna (Fig. 2.26).

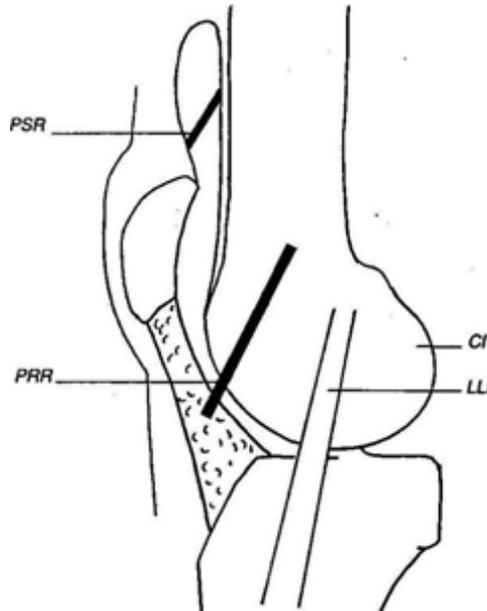


Figura 2.26 Se observan las plicas PSR arriba y PRR abajo.

2.13 Osteoporosis Álgida Postraumática

Esta lesión afecta la rodilla en su totalidad, puede ser provocada por una contusión o por la inmovilización enyesada o una mala reeducación. Es característica por la disminución de las trabéculas óseas [1].

2.14 Retracción Capsular

Se presenta por el acortamiento y rigidez del aparato capsuloligamentoso, generalmente por la polimicrotraumatología; esto genera una enorme carga en la articulación femororrotuliana por no tener zona de descanso [1].

2.15 La Lesión Tendinomuscular

La causa común, es la fatiga como calambres, disminución en la elasticidad tendinomuscular, provocados por la desalineación femorotibial, los desequilibrios rotulianos, actividad deportiva, etc. [1].

La causa específica, es el aparato extensor, ya que éste es vulnerable bajo la influencia de sollicitaciones.

- *Lesión Grave por Ruptura del Tendón Cuadricipital o Rotuliano.*
 - ✓ *Ruptura del Tendón Cuadricipital;* es la desinserción en la base del músculo RA bajo el efecto de sollicitaciones excesivas en el cuádriceps.
 - ✓ *Ruptura del Tendón Rotuliano;* es el producto de sobrepasar la resistencia del tendón rotuliano en sollicitaciones excesivas del conjunto cuadricipital.
- *Lesión Benigna por Tendinitis Rotuliana*

Se presenta en una de las extremidades del tendón como una inflamación de la zona.

2.16 Lipoartritis traumática

También conocida como la enfermedad de Hoffa es una inflamación del paquete adiposo con origen traumático y evoluciona en una hiperplasia difusa [1].

2.17 Periartritis Postraumática.

Se coloca en la cara interna de la rodilla (supracondilea). Es provocada por contacto interno (LPE 2V o LAPE). Ésta presenta una zona hematomatosa en el punto de impacto. Puede construir una neoformación fibrosa que posteriormente se vuelve ósea (Fig. 2.27).

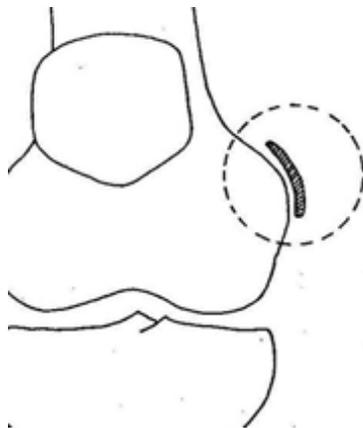


Figura 2.27 Se muestra el hematoma en el punto del impacto.

Capítulo 3

Cinemática de la Rodilla

3.1 Introducción

En éste capítulo estudia de la cinemática de la rodilla y el comportamiento de las superficies articulares, los sistemas meniscocapsuloligamento y musculotendinoso.

Se presenta la clasificación de la cinemática de la rodilla según el movimiento y la acción de los sistemas; además el estudio de la rotación axial, así como las 5 posiciones: rodilla pasiva en extensión, rodilla pasiva en flexión, rodilla activa en extensión, rodilla activa en flexión y rotación axial.

3.2 Cinemática de la Rodilla

La cinemática es la rama de la mecánica que estudia el movimiento de un cuerpo sin hacer referencia a la fuerza o a la masa; en la rodilla define el rango y describe el movimiento de superficie de la articulación en tres planos: frontal (coronal o longitudinal), sagital y transversal (horizontal) [3] (Fig. 3.1)

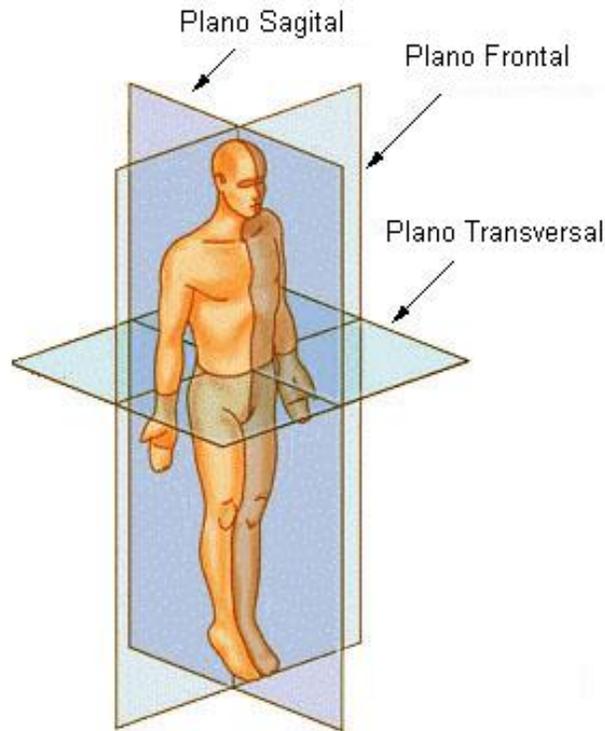


Figura 3.1 Planimetría del cuerpo humano.

En la cinemática de la rodilla se debe considerar la acción de los diferentes sistemas, los cuáles permiten que exista movimiento y la estabilidad en la articulación, ya que estos dos factores se presentan en cada posición que realiza la rodilla.

Para el estudio de la cinemática de la rodilla, es posible clasificar los movimientos según la acción de los sistemas (Fig. 3.2); si existe mayor acción del sistema meniscocapsuloligamentoso se llamará rodilla pasiva, y si hay mayor acción del sistema musculotendinoso se llamará rodilla activa; éstos a su vez se clasifican en flexión y extensión según el movimiento. La rotación se presenta sólo durante la flexión, y se puede estudiar como un movimiento aparte.

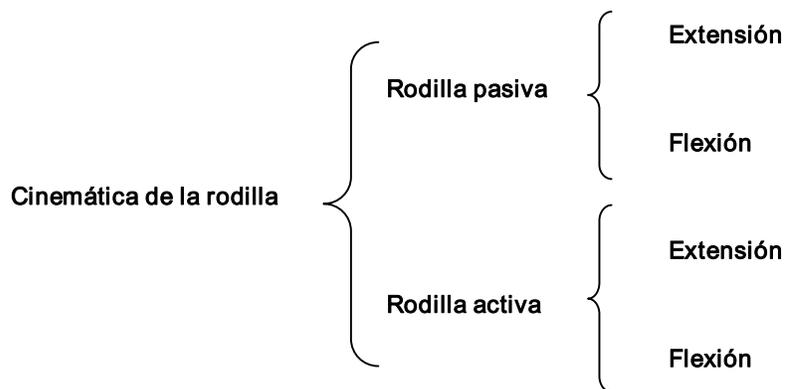


Figura 3.2 Clasificación de la Cinemática de la Rodilla.

3.3 Rodilla Pasiva en Extensión

La posición de extensión se alcanza por el estiramiento de la pierna al máximo sobre el muslo, pero pasivamente [1]. La rótula se refugia en el surco supretroclear y se exterioriza; integra el aparato extensor funcionando como centro o unión de los tendones rotuliano y cuadriceps, los cuales hacen un ángulo de aproximadamente 170° en el plano frontal y 165° en el sagital [1]; además permite el movimiento lateral de la rótula.

La articulación femorotibial adquiere la estabilidad gracias a un desalineamiento de los ejes formados por los huesos formando un ángulo de 174° en el plano frontal¹ y de 0° a -10° en el sagital, además de la rotación externa² de 5° (Fig. 3.3).

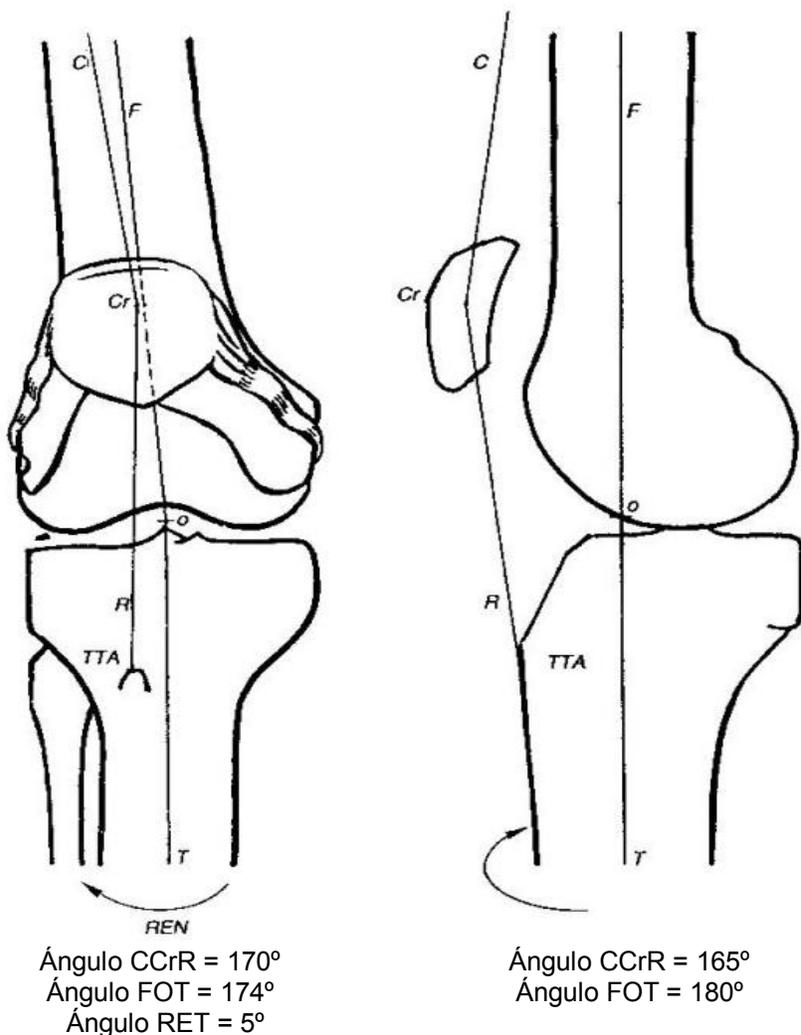


Figura 3.3 Rodilla pasiva en extensión.

El bloqueo se debe a la congruencia articular de los cóndilos y las glenoideas debido a su forma convexa y cóncava respectivamente (Fig. 3.4).

¹ Esta hiperflexión puede deberse a una patología [3].

² La rotación forma parte de la flexión de la articulación, por lo que la rotación externa sufrida en la extensión se debe al cambio de la posición flexo-extensora.

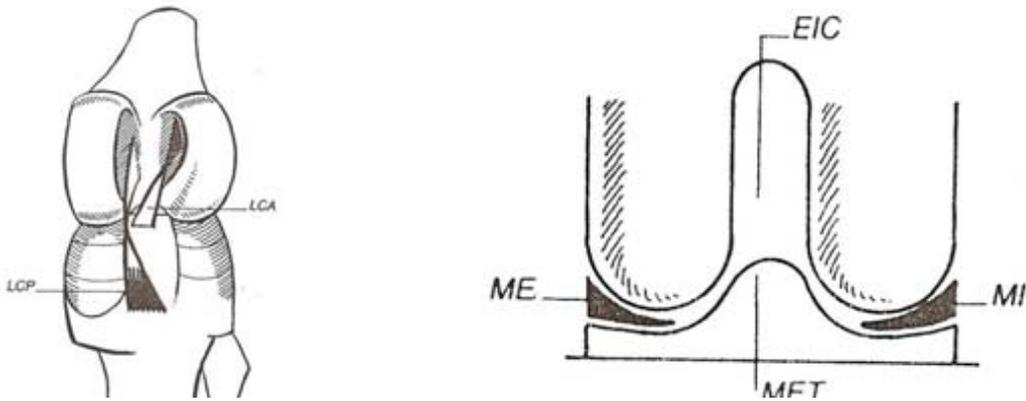


Figura 3.4 Congruencia articular.

3.4 Rodilla Pasiva en Flexión

Las articulaciones se ponen en acción para asegurar el movimiento por un par pasivo; la articulación femorrotuliana tiene movimiento esencialmente en la tróclea que se desliza bajo la rótula, que permanece ligada a la tibia por el tendón rotuliano (Fig. 3.5); la estabilidad se logra a la acción de los alerones rotulianos y se presenta un tope de la rótula con la VET (ver Nomenclatura), donde la rótula cambia sus puntos de apoyo.

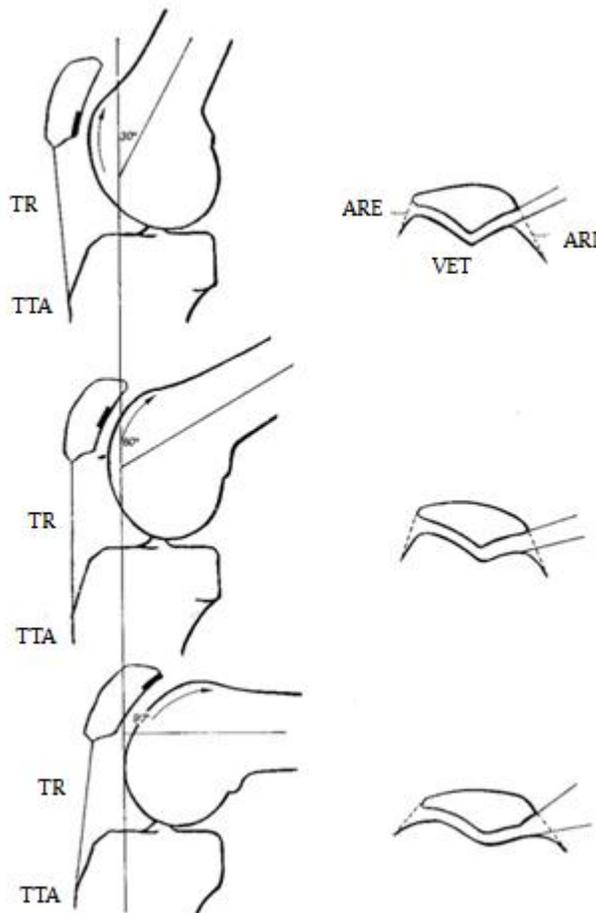


Figura 3.5 Flexión pasiva de la articulación femorrotuliana.

La articulación femorotibial dispone de 2 gdl; la movilidad-estabilidad es regulada por la acción de los meniscos, donde la movilidad se da gracias a la oposición de las dos superficies convexas del cóndilo y glenoide externos; mientras que la estabilidad se presenta por el buen encaje del cóndilo interno con superficie convexa y la glenoide interna siendo cóncava (Fig. 3.6); conforme se va dando la flexión se alinean los ejes de la articulación en el plano frontal.

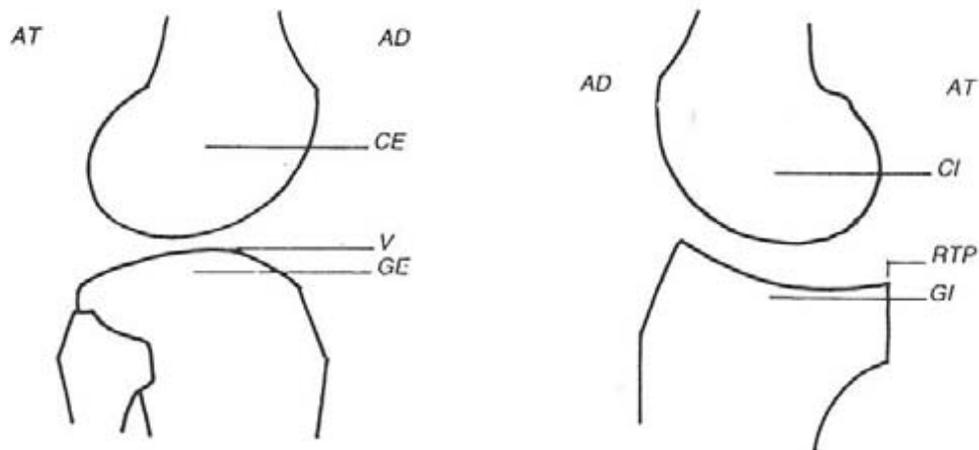


Figura 3.6 Sistema regulador en la rodilla pasiva en flexión.

El mecanismo regulador se da por acción de las superficies articulares, así como por los ligamentos cruzados; en el compartimiento externo se presenta rodamiento del cóndilo externo en los primeros 25°, posteriormente se manifiesta el deslizamiento que es regulado por el alargamiento del LCA; en el compartimiento interno el cóndilo rueda en los primeros 15° y luego se desliza, se regula en movimiento por la acción del LCP que se acorta (Fig. 3.7).

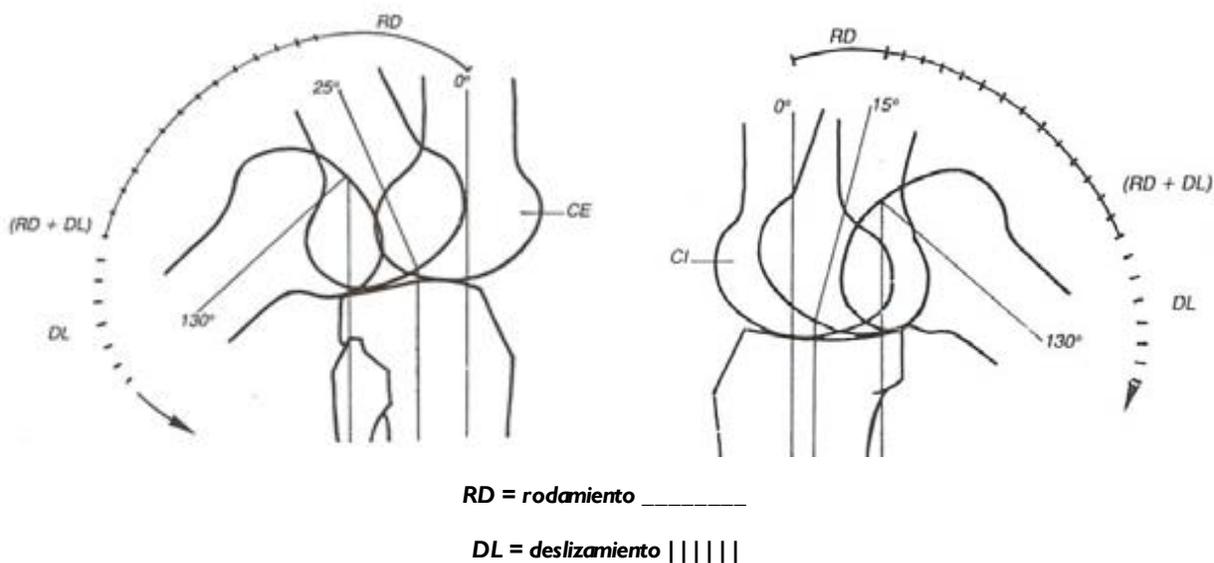


Figura 3.7 Movimiento articular en la flexión pasiva.

El 2º gdl se debe a la rotación interna necesaria al flexionarse, permitiendo el enroscamiento de los ligamentos cruzados (Fig. 3.8). Conforme se presenta mayor flexión los LMR, LL y PAPE y PAPI (ver Nomenclatura) comienzan a tener mayor acción estabilizando la rodilla y regulando el movimiento de la articulación (Fig. 3.9).

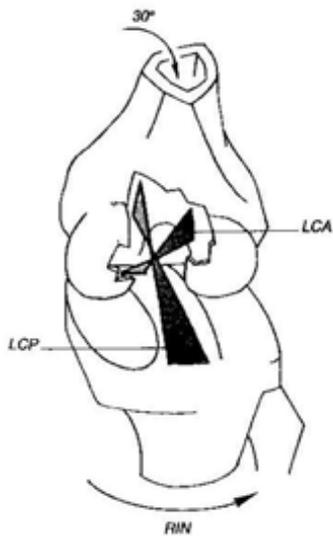


Figura 3.8 Rotación en flexión pasiva.

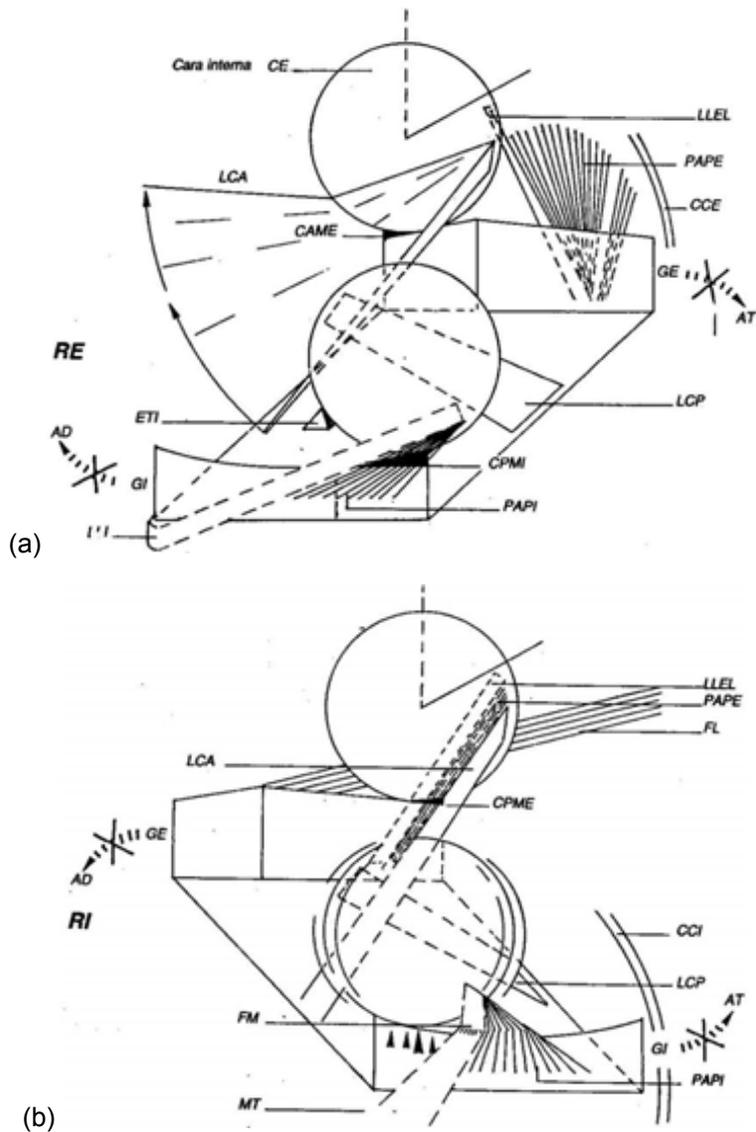


Figura 3.9 Acción de los ligamentos en la flexión pasiva, (a) en la rotación externa y (b) rotación interna.

Durante la marcha existe la flexión pasiva cuando la persona está en posición monopodal, la cual pertenece a la fase de traslación (Fig. 3.10).

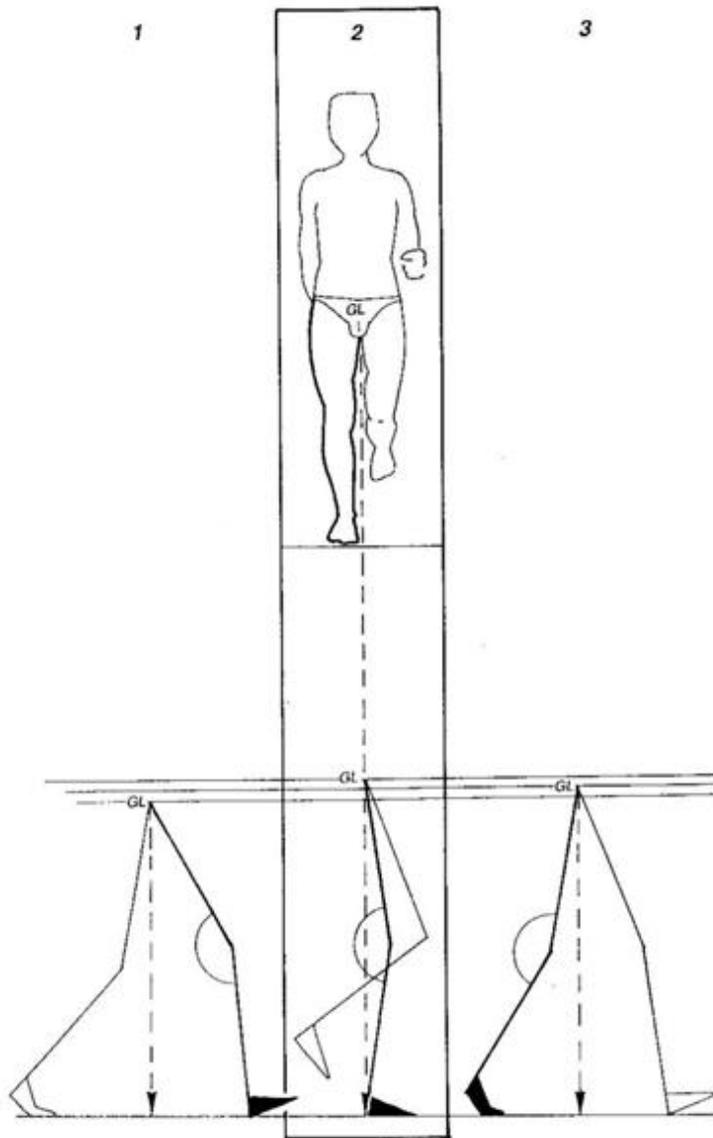


Figura 3.10 Flexión pasiva durante la marcha.

3.5 Rodilla Activa en Extensión

Aunque la articulación femorrotuliana está excluida en la extensión, la rótula cambia su comportamiento debido a la acción muscular, donde el cuádriceps permite que la rótula ocupe una posición más alta en el hueco supratrocLEAR, además hace que la rótula tenga una traslación externa y le impide movimientos transversales.

El aparato extensor se debe a la acción del cuádriceps (Fig. 3.11), donde genera una fuerte tracción de la tuberosidad tibial anterior (TTA), además de hacer que la rótula y el fémur se exterioricen, y la tibia tenga una rotación interna.

Los isquiotibiales ponen una resistencia menor, pero lo suficiente para frenar los movimientos generados por el cuádriceps, y los gemelos logran la tracción de los casquetes condíleos, lo cual permite que el miembro inferior sea rígido. El ligamento cruzado anterior es solicitado por la fuerza de tracción de la tibia (Fig. 3.12).

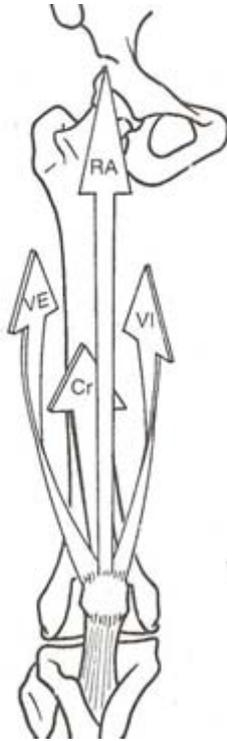


Figura 3.11 Músculos actuadores en la extensión activa [4].

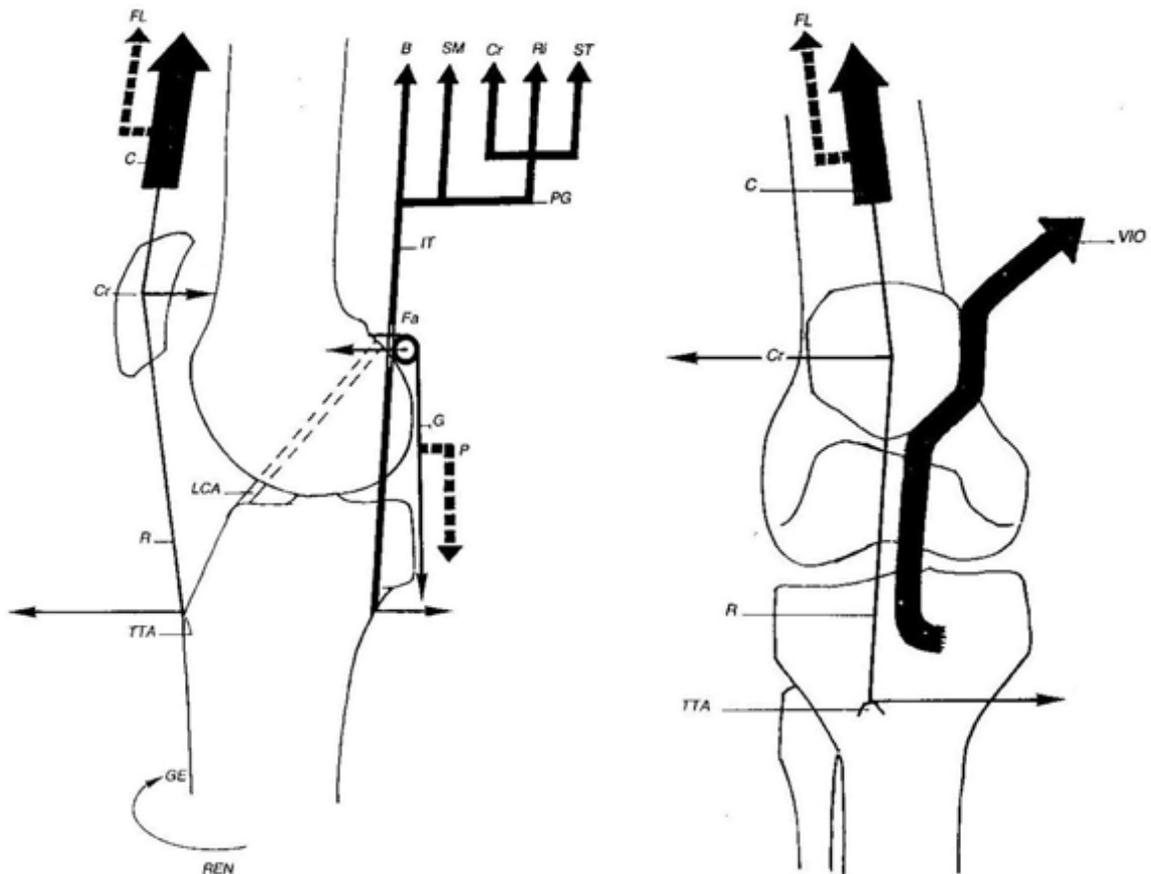


Figura 3.12 Rodilla activa en extensión.

3.6 Rodilla Activa en Flexión

La contracción dinámica desarrollada por la fuerza muscular permite la movilización y estabilidad de la articulación; los músculos que trabajan en la flexión son: Los gemelos, el bíceps, el semimembranoso y los ligados a la pata de ganso (ST, RI, Sar) (ver Nomenclatura) (Fig. 3.13).

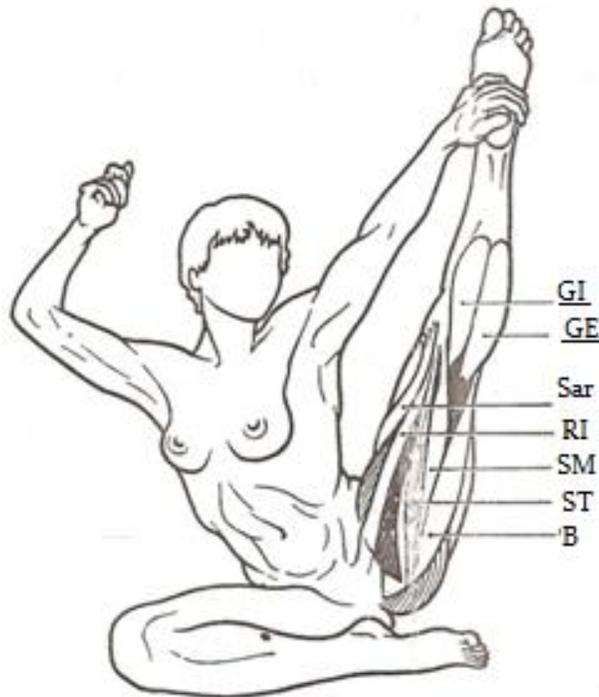


Figura 3.13 Músculos actuadores en la flexión activa [9].

La movilidad-estabilidad en la articulación femorrotuliana se debe a la acción combinada de los gemelos, el peso y del cuádriceps, donde los gemelos inician la flexión provocando una fuerza de empuje en el fémur (FEFm), ayudada por la fuerza de empuje provocada por la fuerza gravitatoria (FEFg); el cuádriceps estabiliza la rótula provocando una fuerza de placaje (PR) y acomodándola sobre la tróclea (Fig. 3.14).

La articulación femorotibial dispone de 2 gdl; el primero se presenta en la flexión y el segundo en la rotación. Durante la flexión el popiteo provoca rotación interna desde el inicio de la flexión; la movilidad activa se debe a la doble acción del peso y los gemelos provocando la fuerza de empuje FEFmg, además se presenta la acción de los músculos isquiotibiales y de la pata de ganso [1]. La estabilidad se debe a la acción del cuádriceps contrarrestando la fuerza generada por los músculos isquiotibiales en la tibia; además de la acción estabilizadora de los ligamentos cruzados (Fig. 3.15).

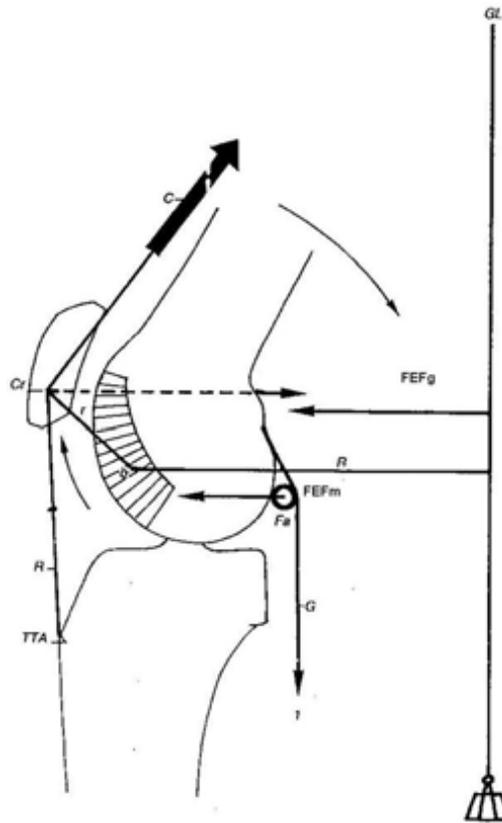


Figura 3.14 Articulación femorrotuliana en flexión activa.

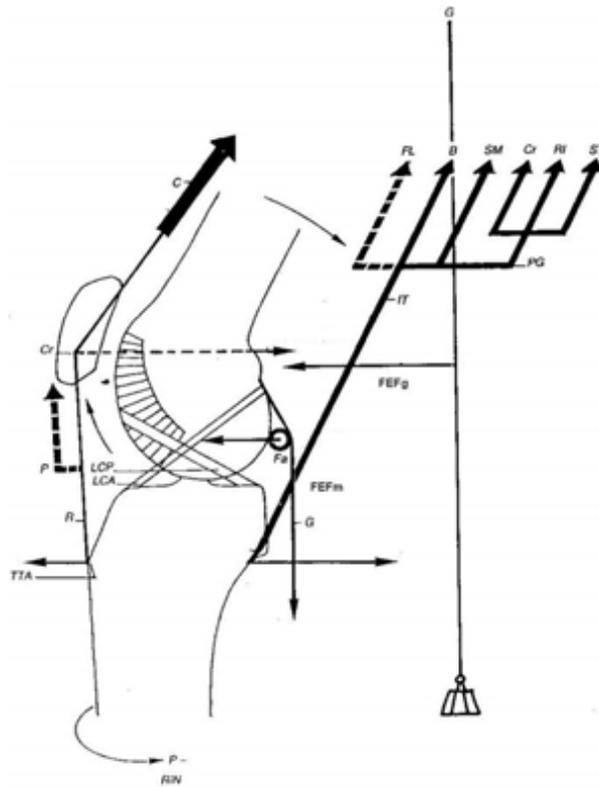


Figura 3.15 Articulación femorotibial en la flexión activa.

El segundo gdl corresponde a la rotación; donde la tibia se somete a una rotación externa e interna, cuya acción equivale a una abducción (valgus) y a una aducción (varus); en la rotación externa la acción se llama valgus-flexión-rotación externa (VIFRE), y en la rotación interna la acción es llamada varus-flexión-rotación interna (VrFRI). Para el VIFRE la movilidad activa (MA) se da por la FL y el B, mientras que la estabilidad activa (EA) es por la acción del C, PG y ST; en el VrFRI la acción de los músculos es contrario al caso anterior (Fig. 3.16).

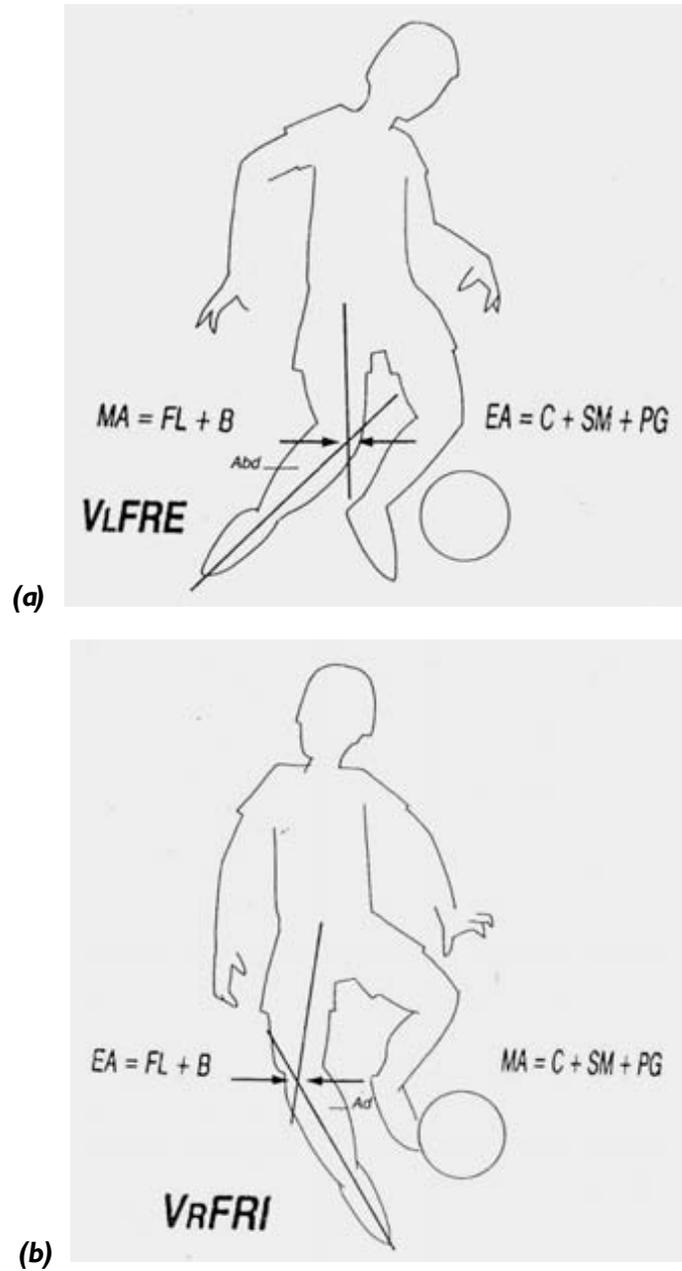


Figura 3.16 Segundo gdl en la flexión activa [1], (a) en valgus y (b) en varus.

Durante la marcha la flexión activa se presenta en la fase de apoyo y en la de empuje (Fig. 3.17).

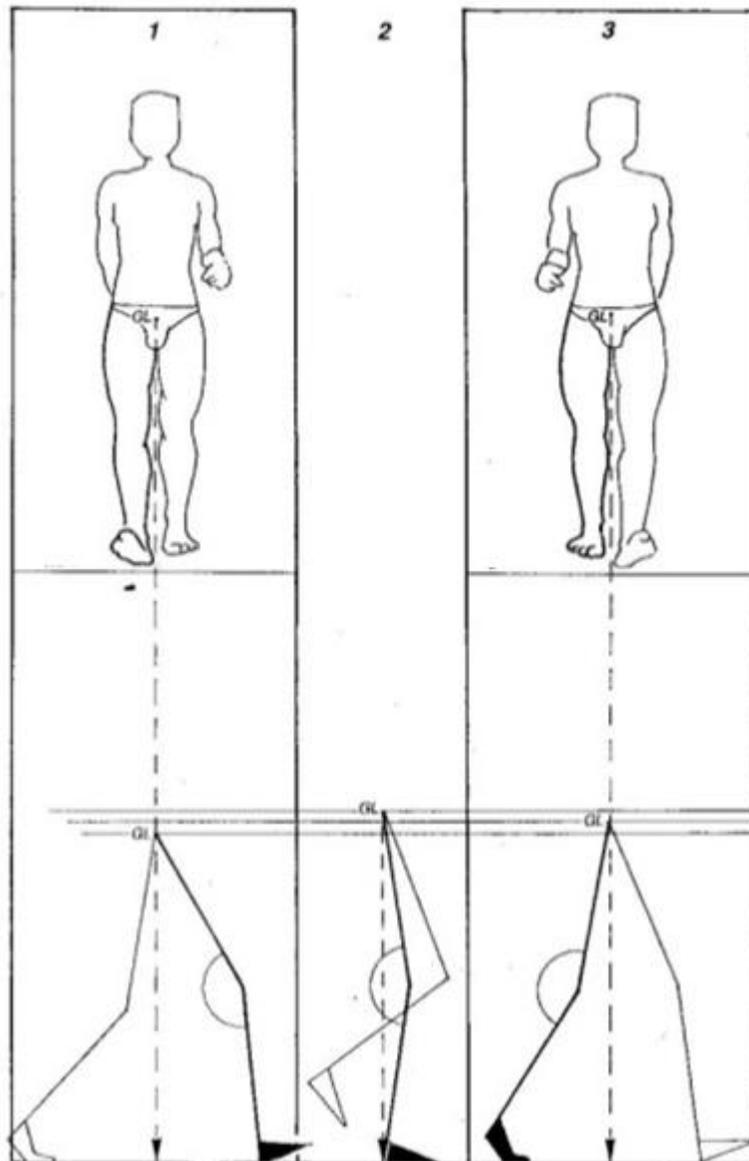


Figura 3.17 La flexión activa durante la marcha [1].

3.7 Rotación Axial

La rotación sólo se presenta en flexión, donde al igual que en las otras posiciones se presente la rotación activa y pasiva, además se presenta la rotación automática [4].

La *rotación axial activa* se presenta con la persona sentada y la rodilla flexionada a 90° sin rotación en la cadera, teniendo rotación interna de 30° y externa de 40° (Fig. 3.18).

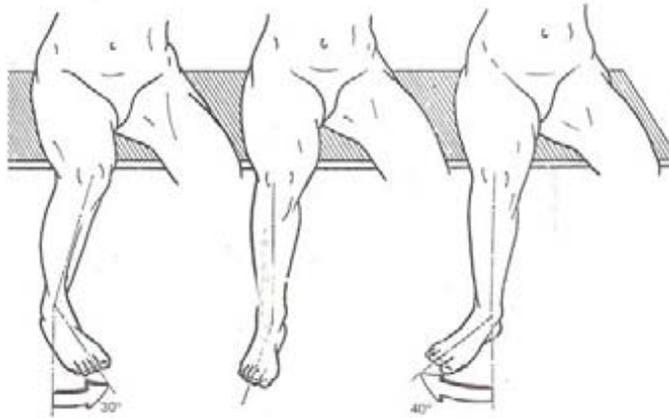


Figura 3.18 Rotación axial activa.

La *rotación axial pasiva* se presenta con la persona decúbito prono con la rodilla a 90°, y una persona sujeta los pies girándolos 30 a 35° en rotación interna y 45 a 50° en externa (Fig. 3.19).

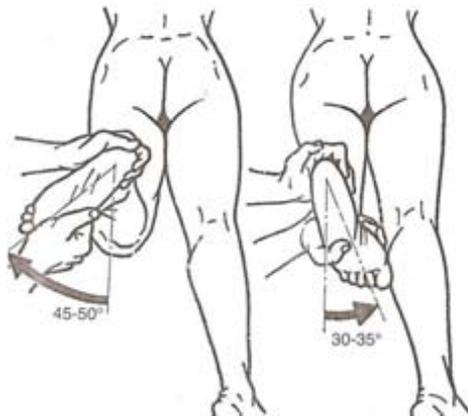


Figura 3.19 Rotación axial pasiva [4].

La *rotación axial automática* es la que se presenta durante la marcha en el último grado de extensión o en el inicio de la flexión (Fig. 3.20).

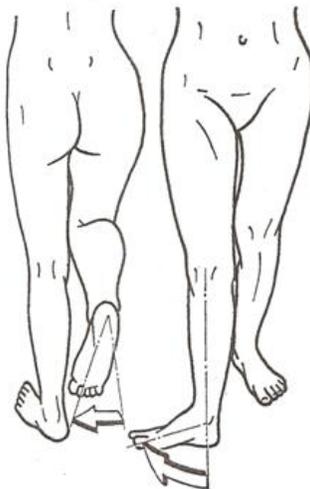


Figura 3.20 Rotación axial durante la marcha.

Capítulo 4

Análisis de Fuerzas

4.1 Introducción

Partiendo de la identificación de las fases del ciclo de la marcha se realizará un análisis de fuerzas para una de las posiciones críticas de la rodilla al caminar. Se realizaron sesiones fotográficas de varios individuos durante la marcha, y a partir de las imágenes se obtuvo la secuencia del ciclo de la marcha y se realizó un promedio de estos ángulos gracias a los datos obtenidos en las fotografías de cada uno de los individuos, con dichos ángulos se realizaron los diagramas de cuerpo libre de cada uno de los huesos que forman parte de la rodilla, y finalmente se realizó un análisis de fuerzas para cada uno de los huesos.

4.2 Análisis del Ciclo de la Marcha

El ciclo de la marcha es un proceso de locomoción en el que el cuerpo se mueve hacia adelante soportando su peso alternativamente en ambas piernas. En la figura 4.1 se muestra el ciclo de la marcha de la pierna derecha, la cual consta de la fase de empuje o despegue del talón, de transición y de apoyo. La fase de empuje es cuando el pie ejerce fuerza contra el suelo y comienza a separarse de este para poder iniciar otro ciclo; la transición es el lapso en que el cuerpo se desplaza hacia adelante y se encuentra en posición monopodal; la fase de apoyo es cuando el talón se dispone a hacer contacto con el suelo, hasta que el pie se encuentra en contacto total con el suelo.

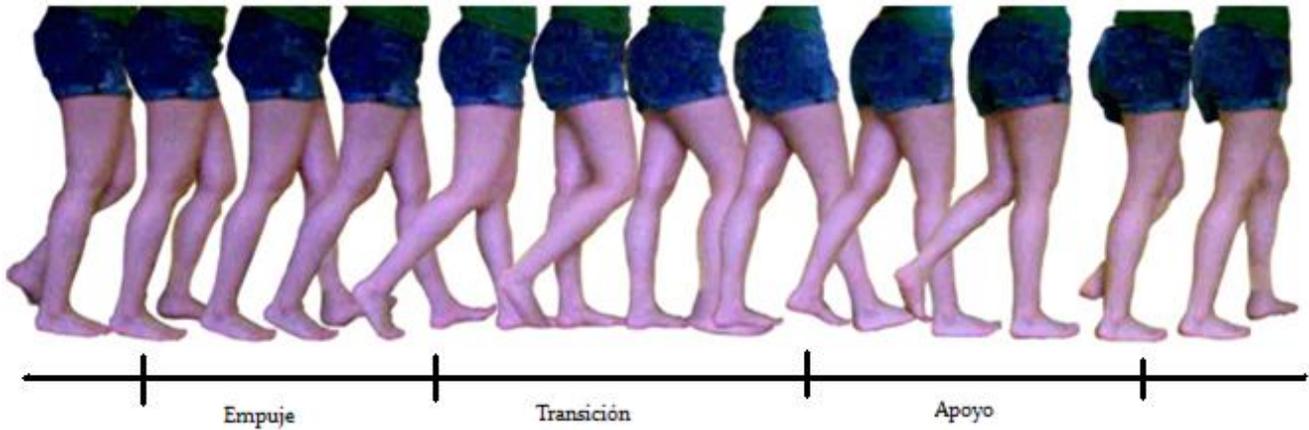


Figura 4.1 Ciclo durante la marcha de la pierna derecha.

En la figura 4.2 se observa el ciclo de la marcha por medio de líneas que muestran el traslado de la pierna derecha, y la forma en que la cadera, la articulación y el tobillo varían de posición. Se observa la trayectoria que el centro de gravedad presenta durante la marcha (sección 3.1), éste se encuentra por debajo de la cadera debido a que el sujeto en estudio es mujer [14].

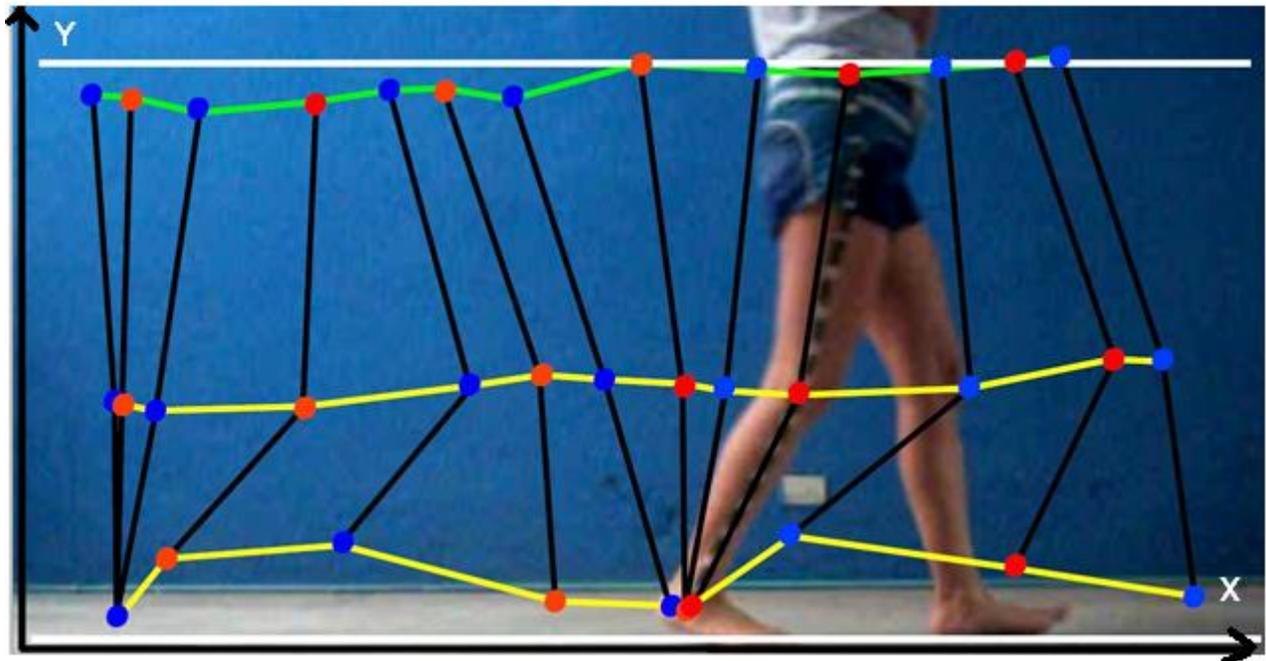
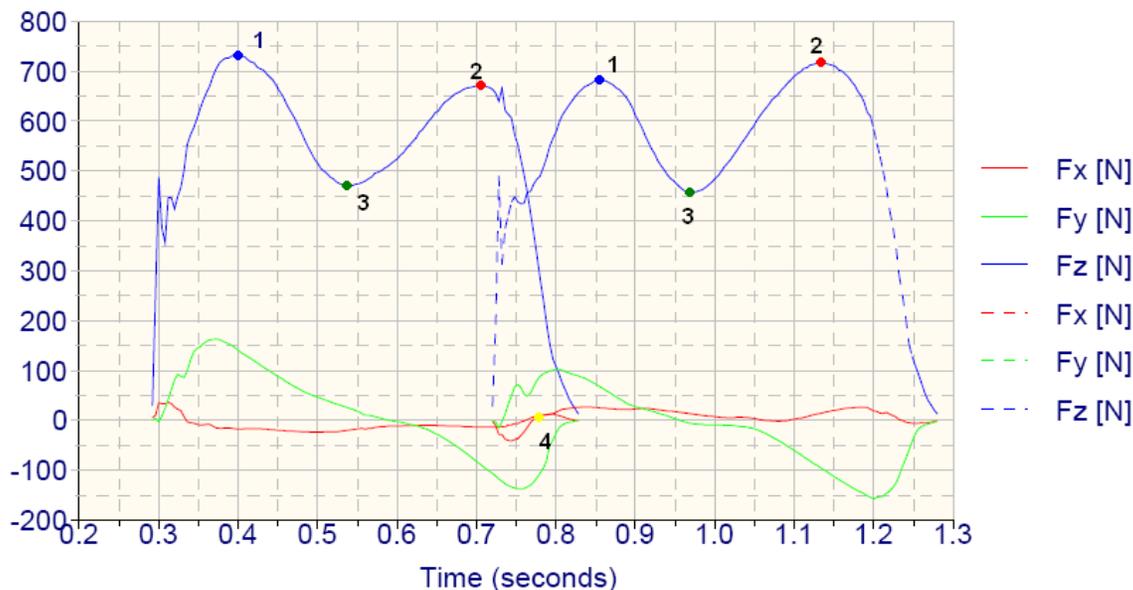


Figura 4.2 Trayectoria del centro de gravedad del cuerpo

Existen tres fuerzas que componen el ciclo de la marcha que son: las fuerzas verticales, las anteroposteriores y las mediolaterales. Estas fuerzas son medidas por medio de un dispositivo conocido como plataforma dinamométrica, de dónde se obtiene la gráfica de fuerzas ejercidas sobre el pie en la marcha. Debido a que no se cuenta con plataformas dinamométricas en la facultad, se optó por obtener información sobre este tipo de gráficas en la literatura [10].

La siguiente gráfica nos muestra el comportamiento de las fuerzas que actúan en el andar de una mujer de 24 años y 50 [Kg] aproximadamente.



Gráfica 4.1 Resultados de una plataforma dinamométrica [10].

La componente vertical (línea azul) es la de mayor magnitud y está relacionada con la gravedad (peso del cuerpo actuando sobre el pie). Al estudiar la gráfica la componente vertical describe una curva con dos picos (choque del talón y empuje), el primero (punto 1) de ellos situado al inicio y el segundo (punto 2) al final de la curva, los cuales coinciden con las dos fases de doble apoyo que tienen lugar en cada ciclo de la marcha. Los valores que se registran en esos dos picos son superiores al peso del cuerpo y su magnitud se modifica con las variaciones de la velocidad. Entre ambos picos existe un valle (punto 3) que correspondería a la fase de apoyo monopodal o de apoyo del pie en la fase de transición, en que todo el peso del cuerpo recae sobre la extremidad inferior apoyada en el suelo. Las fuerzas paralelas, anteroposterior y mediolateral son de menor magnitud y están originadas por las fuerzas de fricción entre el pie y el suelo.

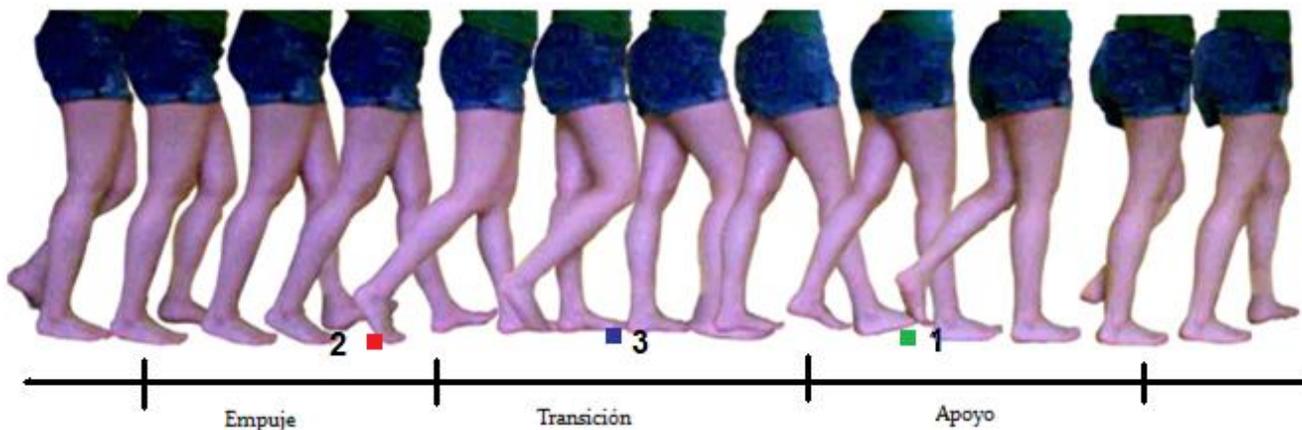


Figura 4.3 Puntos donde se registran las fuerzas máximas y menores durante la marcha.

La componente anteroposterior (línea verde) está representada por una curva que en su inicio indica la deceleración o frenado que se produce en el choque de talón y que alcanza su máximo valor en la fase de doble apoyo, posteriormente la fuerza disminuye hasta hacerse cero en el momento del apoyo monopodal, cuando el centro de gravedad se encuentra sobre el pie que soporta toda la carga, después se observa un nuevo pico en la gráfica que alcanza un valor máximo cuando se inicia la fase de apoyo bipodal¹ (punto 4).

La componente mediolateral (línea roja) es la de menor magnitud. Indica las desviaciones laterales del pie durante la marcha. Su amplitud es mayor cuando aumenta la inestabilidad del sujeto.

Además de las 3 fuerzas que se presentan en la gráfica 4.1, existen los pares que provocan los movimientos de rotación interna y externa de la extremidad inferior durante el proceso de deambulación.

4.3 Determinación de Ángulos en la Articulación de la Rodilla sobre la Marcha.

Para determinar los ángulos en la articulación de la rodilla sobre la marcha se realizaron sesiones fotográficas de 6 personas (4 mujeres y 2 hombres sanos y con ninguna patología aparente) tomando en cuenta el ciclo de flexión – extensión en cuatro posiciones de las piernas al caminar (Figs. 4.4 – 4.7). Los sujetos presentan un rango de edad de 21 a 26 años, 51 a 60 [Kg] de peso y 1.55 a 1.66 [m] de estatura. Se presentan los valores obtenidos de los sujetos y posiciones en las gráficas siguientes.

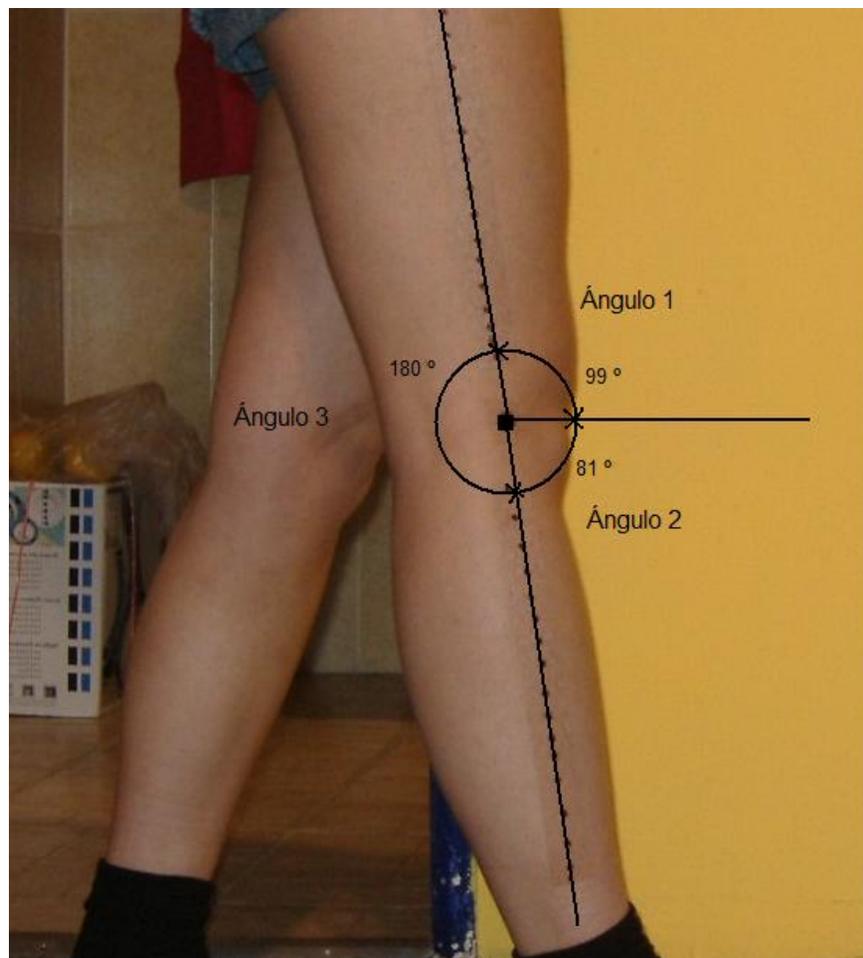


Figura 4.4 Ángulos en la posición 1 para el sujeto 1.

¹ El apoyo bipodal en la marcha se presenta cuando la fase de empuje de una pierna y la fase de apoyo de la otra se presentan en el mismo intervalo tiempo.

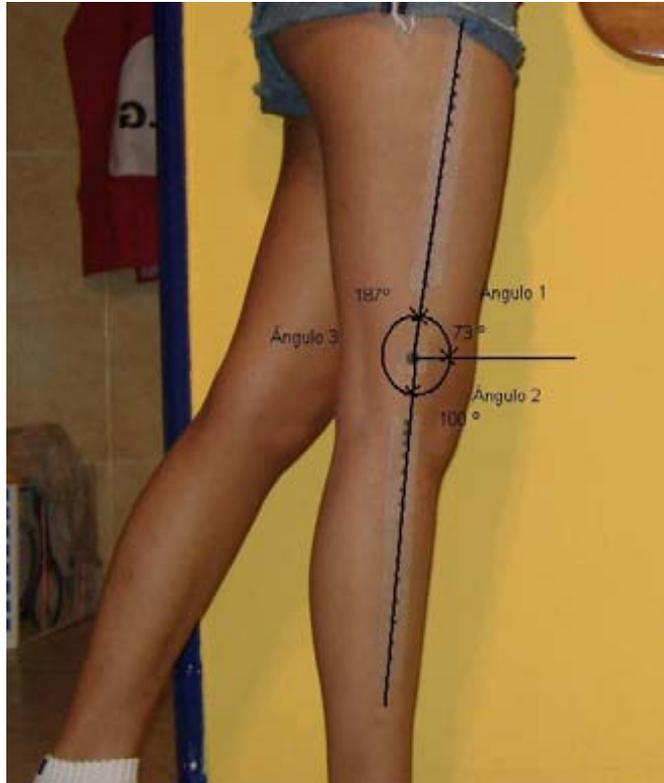


Figura 4.5 Ángulos en la posición 2 para el sujeto 5.

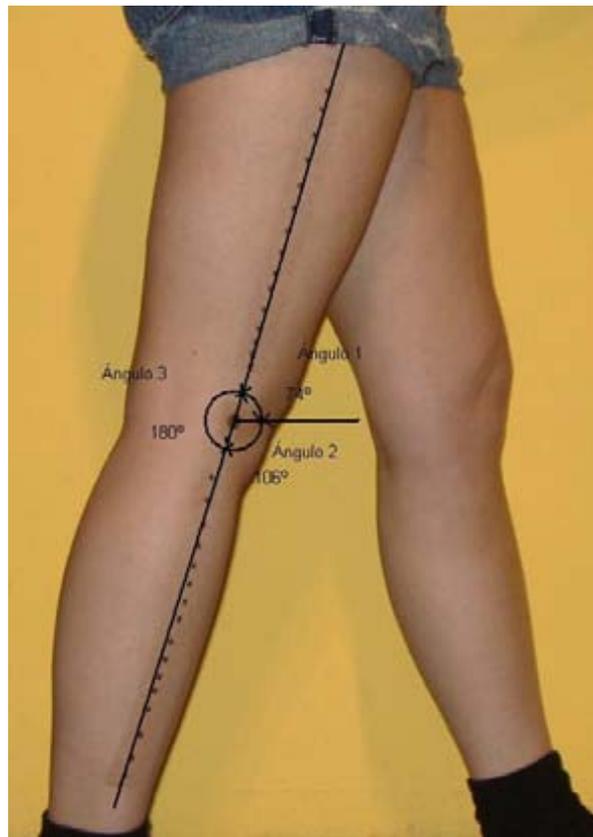


Figura 4.6 Ángulos en la posición 3 para el sujeto 1.

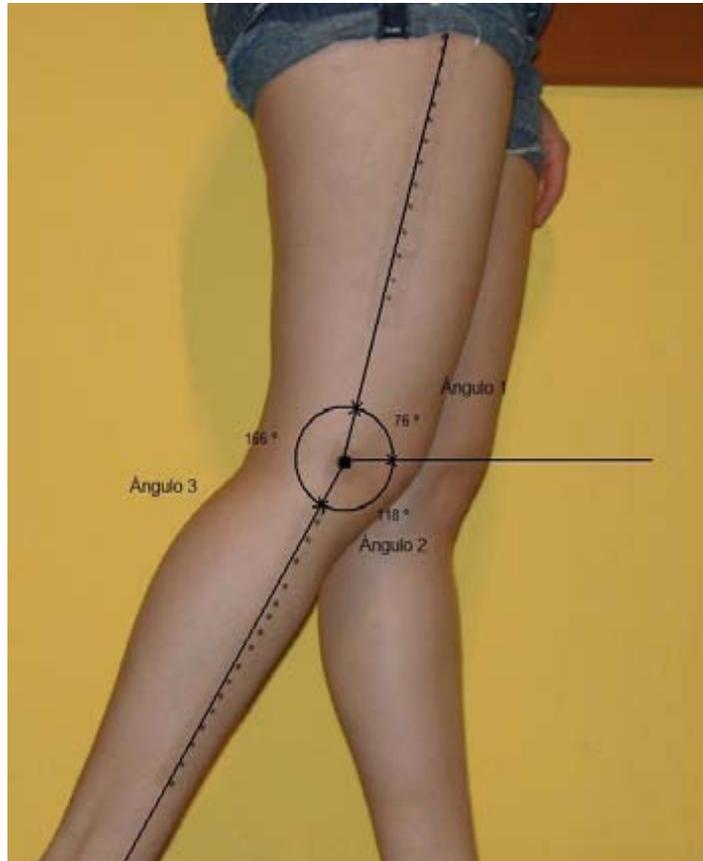
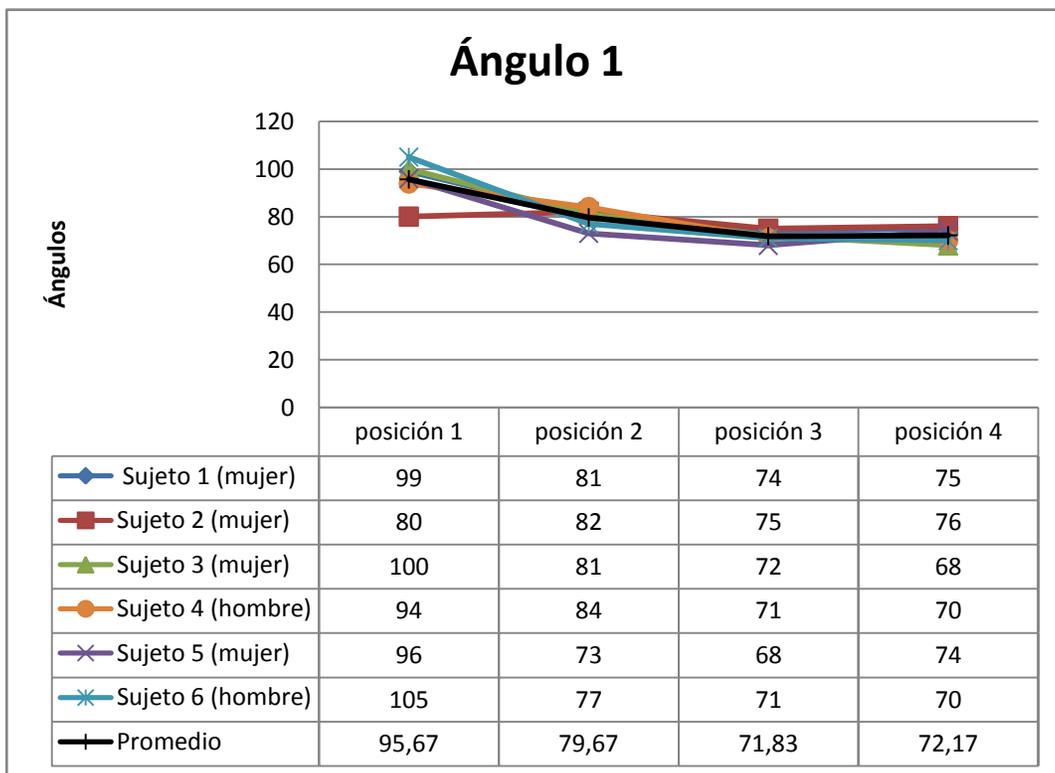
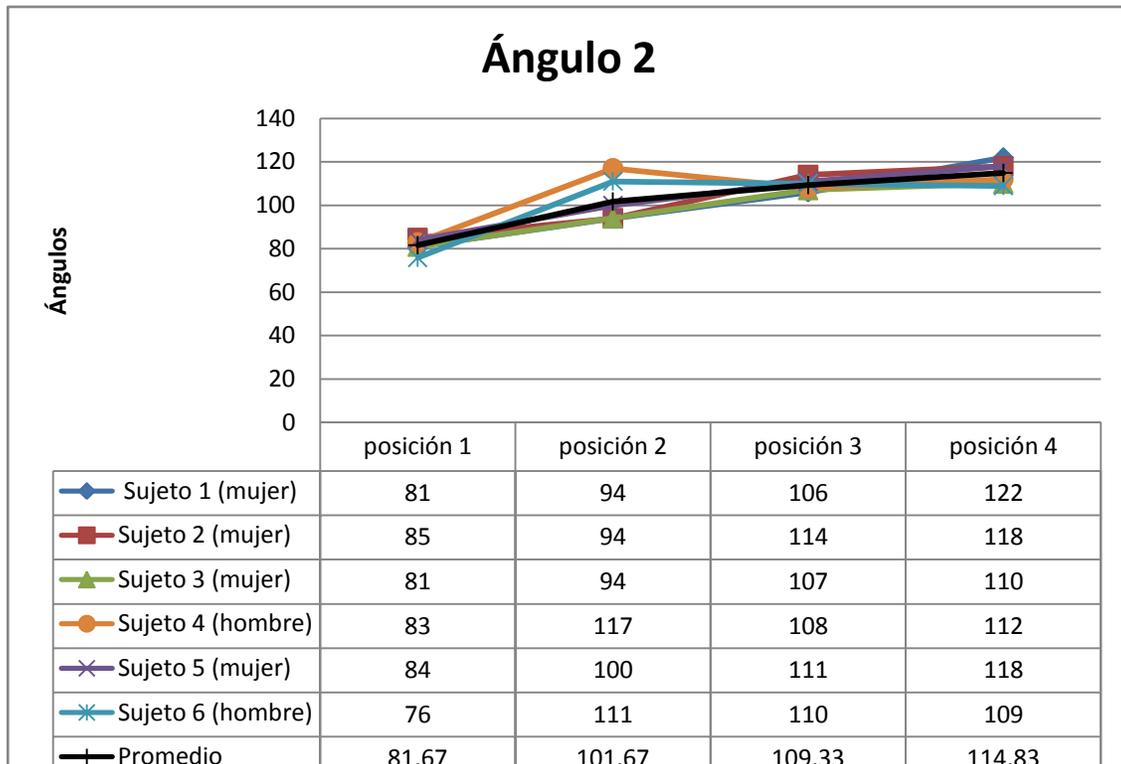


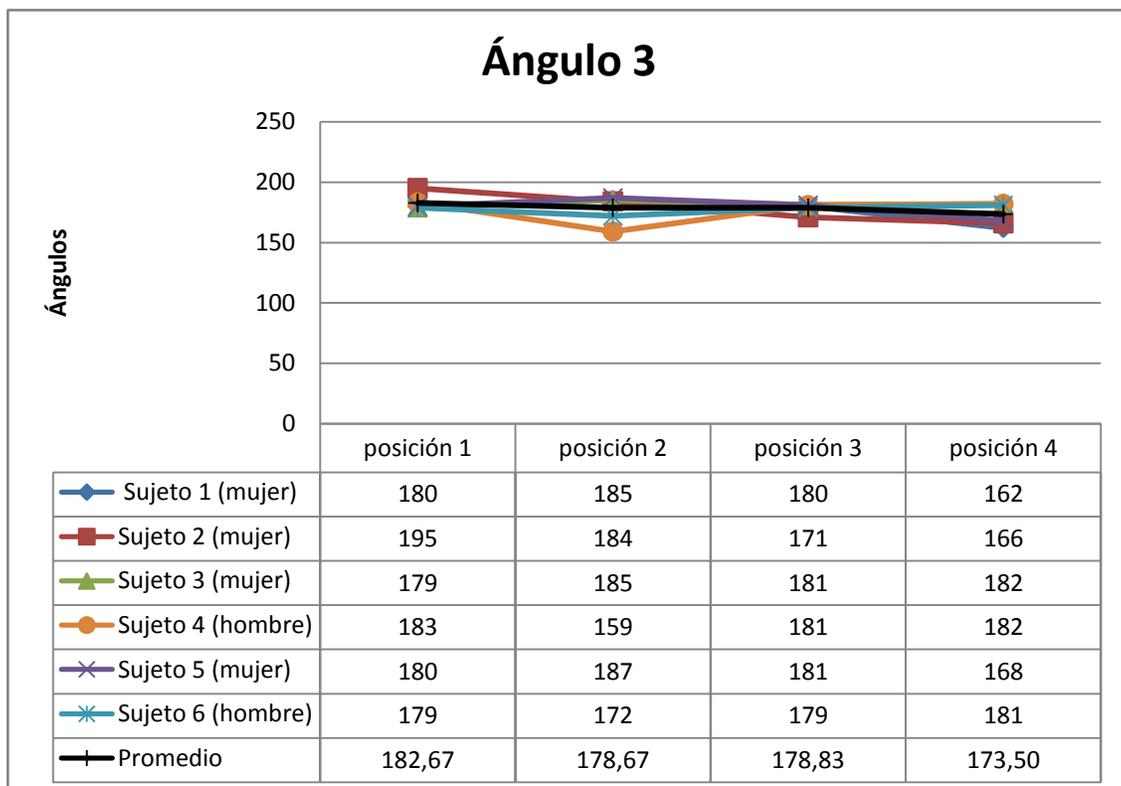
Figura 4.7 Ángulos en la posición 4 para el sujeto 2.



Gráfica 4.2 Ángulo 1 para cada sujeto en las 4 posiciones.



Gráfica 4.3 Ángulo 2 para cada sujeto en las 4 posiciones.



Gráfica 4.4 Ángulo 3 para cada sujeto en las 4 posiciones.

4.4 Análisis de Fuerzas en la Rodilla

Para determinar los músculos y ligamentos que trabajan durante la fase de empuje se realizó un análisis estático, y se desarrollaron los diagramas de cuerpo libre de la rodilla.

Cuatro huesos contribuyen a formar las superficies articulares de la rodilla: por parte del muslo, el extremo inferior del fémur; por parte de la pierna el extremo superior de la tibia y el peroné, y por la cara posterior de la rótula.

- a) La articulación femorrotuliana relaciona la tróclea femoral con la cara posterior de la rótula.
- b) La articulación femorotibial relaciona los cóndilos femorales con las glenoides tibiales, aunque en gran parte lo hace a través de los meniscos.
- c) La articulación peroneotibial superior relaciona las carillas articulares correspondientes de la extremidad superior del peroné y la tibia [5].

Después de hacer el análisis de la marcha y obtener los ángulos, se escogió el instante de empuje para continuar con la tesis, ya que en ese instante hay un máximo en la fuerza generada al caminar (ver gráfica 4.1).

DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE DE LA ARTICULACIÓN

Se elaboró el diagrama de cuerpo libre del sistema formado por los huesos de la rodilla y se plantearon parte de las condiciones en su conjunto, todo este procedimiento se realizó para darnos como resultado que un par de tendones, un par de músculos y un ligamento se encuentran actuando en la configuración propuesta y fueron considerados en el análisis (Fig. 4.6).

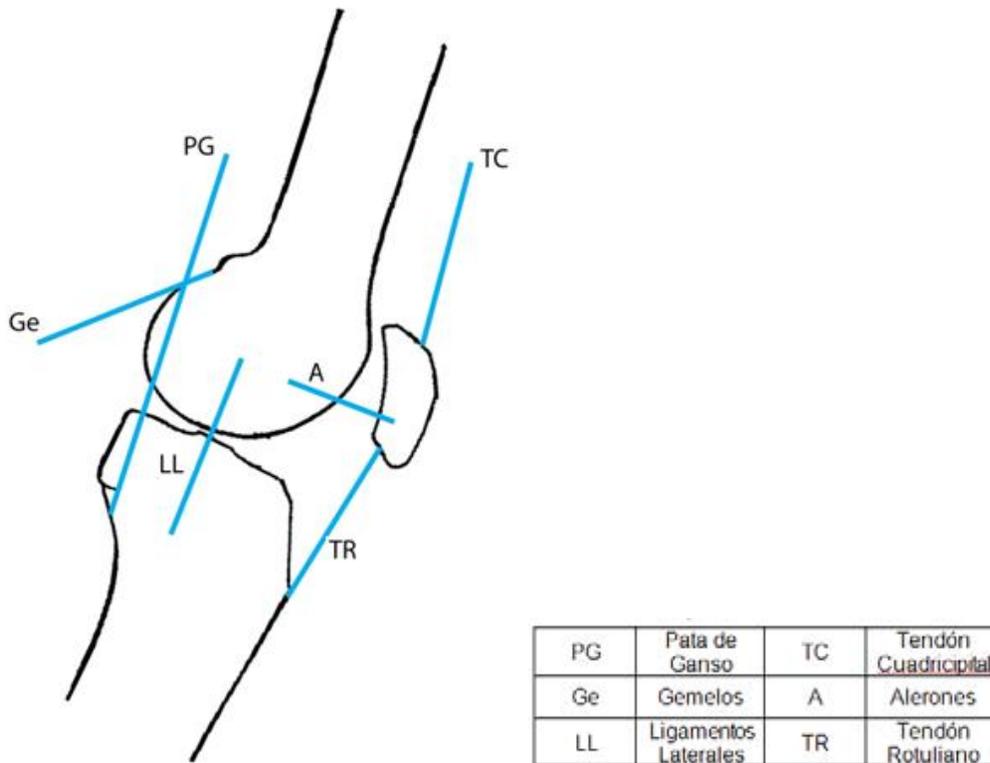


Figura 4.8 Diagrama de cuerpo libre de la rodilla

Para poder hacer el análisis se debe hacer el diagrama de cuerpo libre para cada uno de los huesos, y se tomó como referencia el trabajo de Morales [5], y se utilizó la herramienta computacional *Mathematica* para realizar los cálculos.

DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE DEL FÉMUR

En el fémur se colocaron los alerones y el contacto por la rótula con un elemento (A), el contacto con la tibia (FT), los gemelos y el popíteo con un elemento (Ge), los ligamentos laterales (LL) y el peso de la persona (W). El peso de la persona se consideró de 55 Kg, y la carga ejercida por los gemelos de 1400 N basándose en los apuntes de Morales [5], donde él considera esta fuerza sobre el tendón de los cuádriceps, pero en este trabajo al ser una posición en flexión uno de los músculos que producen fuerza son los gemelos.

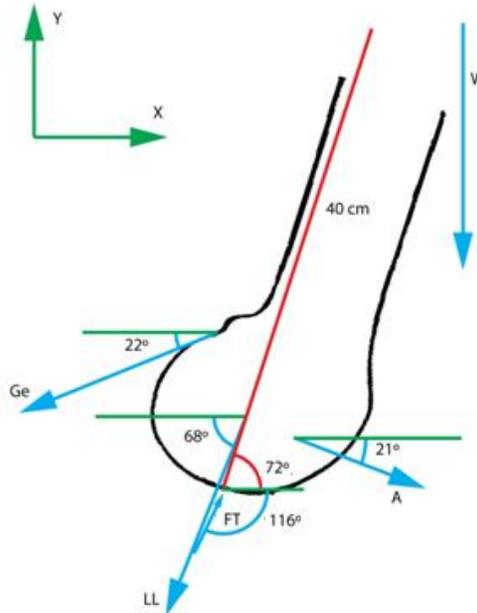


Figura 4.9 Diagrama de cuerpo libre del fémur.

DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE DE LA RÓTULA

Se colocaron los tendones del cuádriceps (TC) y del rotuliano (TR), así como los alerones y el contacto con el fémur representados por un sólo elemento (A).

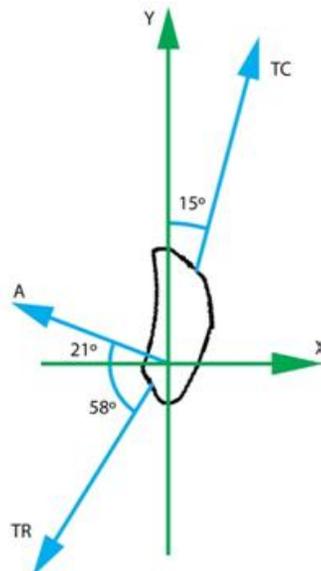


Figura 4.10 Diagrama de cuerpo libre de la rótula.

DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE DE LA TIBIA

Para la tibia se colocaron la carga (W_o), el contacto con el fémur (TF), el tendón rotuliano (TR), los ligamentos laterales (LL) y la pata de ganso, el semimembranoso y el bíceps en un elemento (PG) [1]; donde W_o fue considerado por el contacto que existe con el suelo, y fue tomado de la gráfica 4.1 dándole el valor de 675 N.

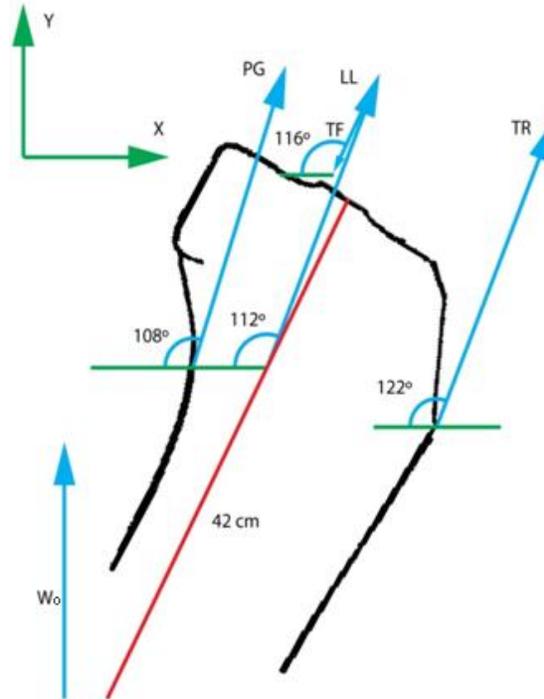


Figura 4.11 Diagrama de cuerpo libre de la tibia.

Una vez que se tiene los diagramas de cuerpo libre se hicieron los cálculos ocupando la herramienta computacional *Mathematica* para obtener resultados preliminares (véase Anexo 1).

Tabla 4.1 Fuerzas obtenidas mediante el uso de los diagramas de cuerpo libre.

Elemento	Fuerza [N]	Elemento	Fuerza [N]
FT	4589.28	TC	1628.03
LL	3113.78	TR	1649.42
A	484.90	PG	8571.37

Se puede observar que los elementos con menor carga son los alerones, los tendones rotuliano y cuadriceps, ya que estos trabajan en su mayoría al haber tensión. Los músculos de la PG (semitendinoso, recto interno y sartorio) producen una gran cantidad de carga, ya que éstos también actúan durante la flexión junto a los gemelos, aunque la fuerza en los músculos de la PG es mucho mayor al de los gemelos. Los gemelos trabajan como una fuerza en una polea por lo que no necesitan tanta fuerza como los músculos de la PG que trabajan directamente.

Capítulo 5

Análisis de la Rodilla por el Método de Elemento Finito

5.1 Introducción

Como se mencionó en el capítulo 4, la marcha se compone de 3 fases: de empuje, de transición y de apoyo; en las fases de apoyo y empuje que corresponden a una posición bipodal se encuentran los valores de fuerza máximos, los cuales deben ser mayores al peso de la persona para poder frenarlo y desplazarlo (ver gráfica 4.1); en la fase de transición que corresponde a una posición monopodal se presenta como mínimo valor el peso de la persona.

En éste capítulo se presenta el análisis de la rodilla humana en la posición de empuje utilizando FEM; el modelo de la rodilla de estudio fue manipulado en un sistema CAD, donde le fueron aplicadas las propiedades de los materiales correspondientes y asignado la malla. La posición de apoyo se analizó en la tesis de Trinidad [12].

Se consideraron dos casos de estudio con la misma posición, al primero sólo se le aplicó una carga de compresión, y al segundo se le aplicó una carga de compresión y un par de fuerzas.

5.2 Descripción del Caso de Estudio

La marcha es un conjunto de ciclos, donde cada ciclo se componen por 3 fases: de apoyo, de transición y de empuje o despegue del talón. Las fuerzas que se presentan durante la marcha varían (ver gráfica 4.1) según el peso de la persona y la velocidad de la marcha; en las fases de apoyo y empuje la magnitud de las fuerzas es mayor al peso de la persona, mientras que en la transición que corresponde a una fase monopodal presenta una fuerza igual al del peso de la persona.

El empuje es la fase inicial del ciclo de la marcha y de la marcha en sí; en esta fase el centro de gravedad del cuerpo se desplaza hacia abajo debido a que es necesario hacer una flexión para poder ejercer la fuerza de empuje contra el piso; la fuerza ejercida por el cuerpo corresponde a una carga de compresión la cual permite que el cuerpo sea desplazado.

Se modeló la rodilla humana en la posición de empuje, considerando una persona joven de sexo femenino de 55 [Kg] (539.6 [N]), 1.64 [m] y con marcha aparentemente normal. Las fuerzas a las que es sometido el modelo son de mayor magnitud al peso de la persona como se mencionó anteriormente.

El modeló fue sometido a dos sollicitaciones. En el primer caso la fuerza fue colocada en la extremo inferior de la tibia en dirección de su eje y con sentido hacia su la sección proximal de la tibia.

En el segundo caso el modelo fue sometido a la fuerza de empuje y a torsión en el extremo distal de la tibia, donde la segunda es la rotación externa que se presenta durante la marcha.

5.3 Modelado de la Rodilla en CAD

Para el análisis se obtuvo el modelo computacional de los huesos (rótula, peroné, tibia y fémur) por medio de una base de datos proporcionada por el Laboratorio de Visualización de la DGSCA, a partir de la cual se manipuló para obtener el modelo CAD de la rodilla humana utilizando NX 5 (Fig. 5.1).

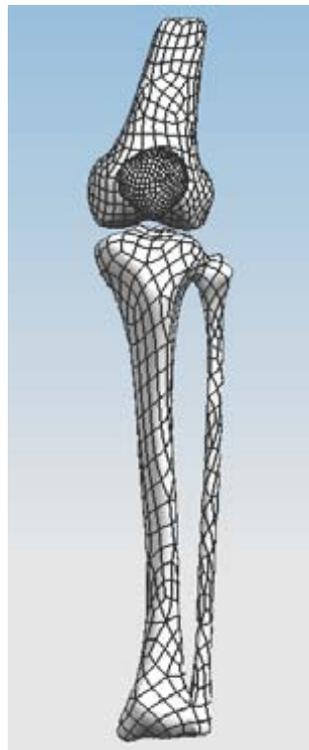


Figura 5.1 Modelado de la Rodilla en UNIGRAPHICS en posición en decúbito supino.

Una vez que se tuvieron los modelos de los huesos se colocaron en los ángulos¹ asociados con la posición de empuje (Ver sección 4.3), dónde el ángulo del fémur y la rótula es de 72.2° , y el de la tibia es de 65.2° con respecto al eje Y.

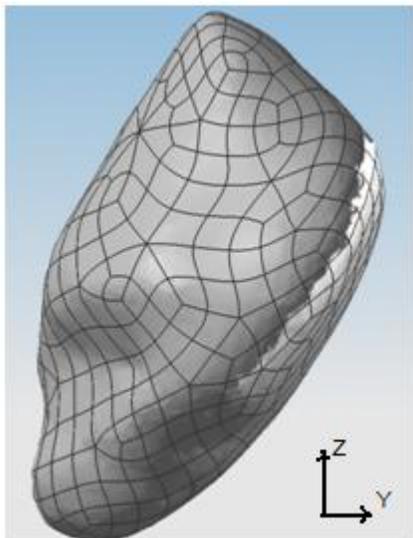


Figura 5.2 Rótula alineada a 72.2° con respecto al eje Y.

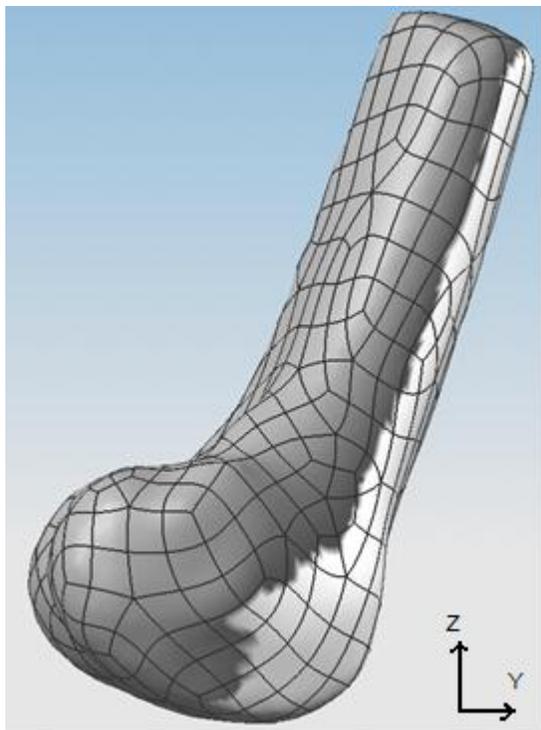


Figura 5.3 Fémur colocado con su ángulo correspondiente.

¹ Los ángulos se muestran en las gráficas 4.2 – 4.4 siendo la posición 4.

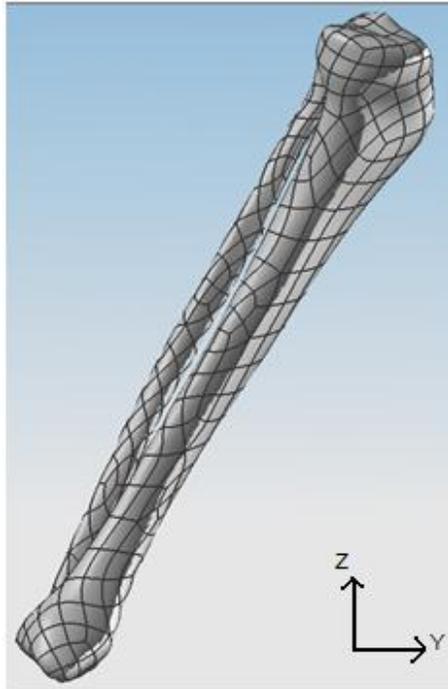


Figura 5.4 Tibia y Peroné orientado en posición de empuje.

Después de obtener el modelo CAD de la tibia, rótula, fémur y peroné en la posición correspondiente al empuje (Fig. 5.5) durante la marcha, se modelaron los ligamentos, meniscos² con NX5 (Fig. 5.6 y 5.7), y se colocaron en la posición correspondiente.

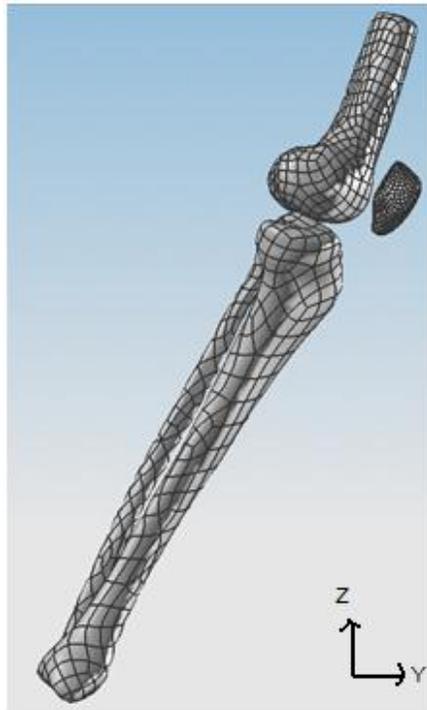


Figura 5.5 Modelado de los huesos en posición de empuje.

² Algunos tendones fueron insertados en los extremos de los huesos por la falta de más elementos; por ejemplo, los gemelos fueron colocados en el extremo inferior de la tibia a falta del talón.

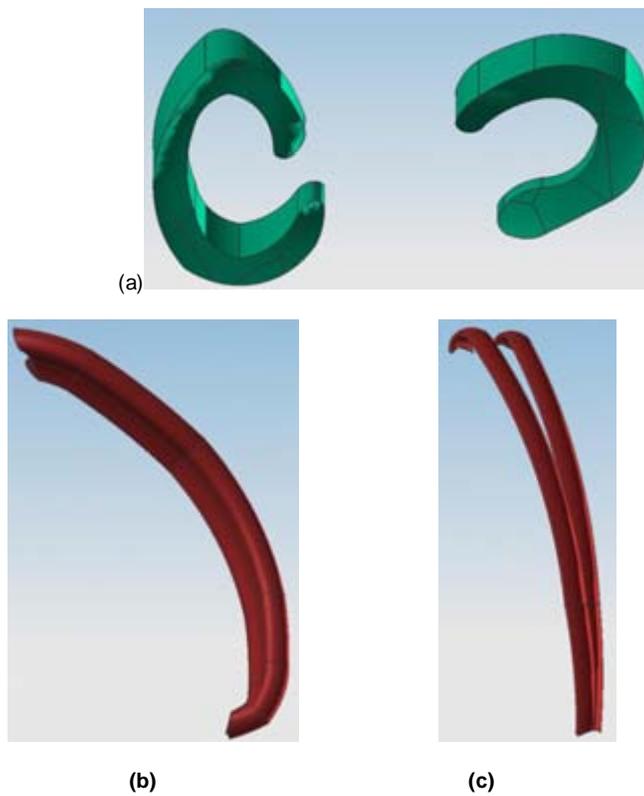


Figura 5.6 Modelo de: (a) meniscos, (b) músculo sartorio y (c) músculos de los gemelos.

El modelo parcial que incluye ligamentos, músculos y tendones se presenta en la figura 5.7, en el se puede observar en conjunto los elementos modelados anteriormente.

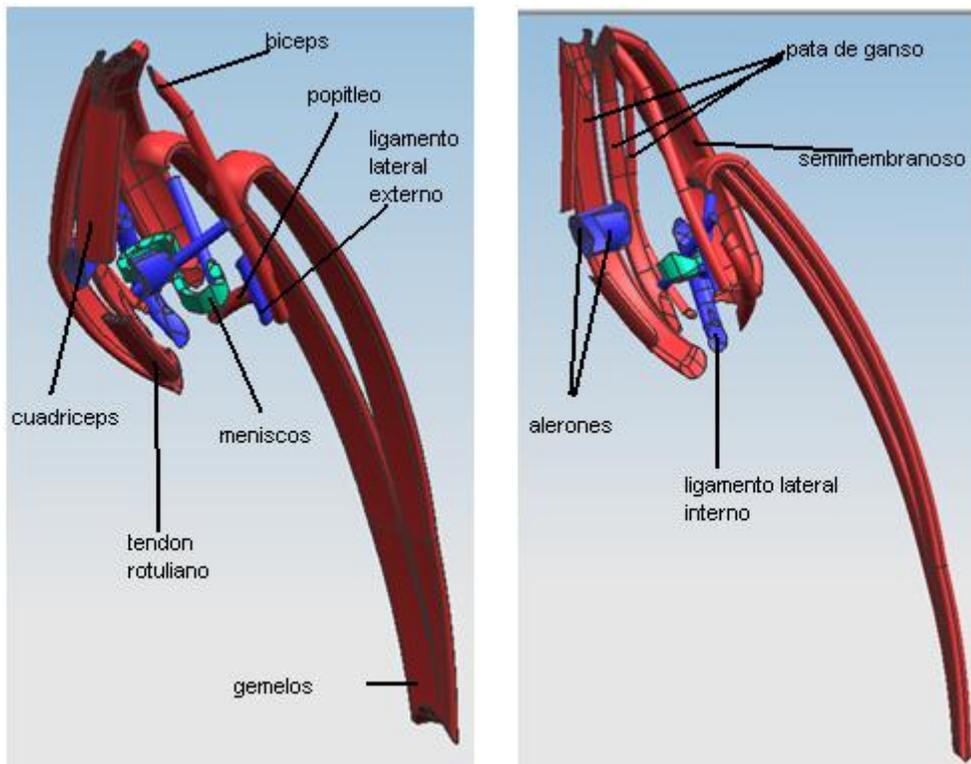


Figura 5.7 Tejidos blandos asociado a la rodilla humana.

Finalmente en la figura 5.8 se muestra el modelo completo de la rodilla izquierda en el instante de empuje y se compara con un modelo bibliográfico.

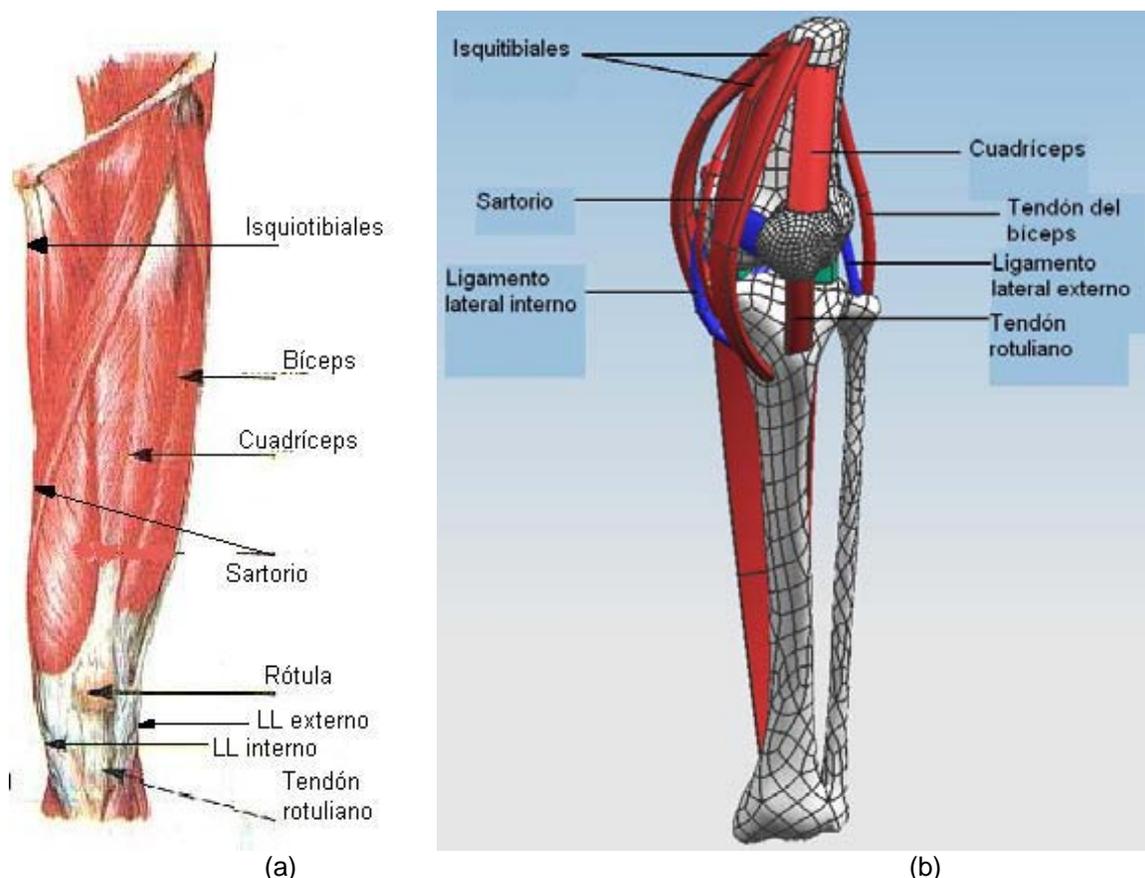


Figura 5.8 Comparación de un (a) Modelo Bibliográfico con el (b) Modelo Final a Estudiar.

5.4 Propiedades del Material

En la rodilla se presentan diferentes tipos de elementos: huesos, tendones, cartílago y ligamentos; por lo que es necesario asignar más de un tipo de material para el análisis.

Los huesos son materiales compuestos, conformados por hueso cortical y hueso esponjoso; los huesos largos y planos como en el caso de los que componen la articulación de la rodilla son en su mayoría hueso cortical. El hueso cortical según Nordin [3], tiene un comportamiento elástico y lineal; así asumiendo que los modelos sólo se componen de éste material se considera que son homogéneos e isotrópicos.

Los tejidos blandos son elementos viscoelásticos, que están diseñados para soportar grandes cargas tensiles [3]. Su comportamiento mecánico inicial corresponde a una región de fácil estiramiento sin mucha fuerza; posteriormente tiene un comportamiento lineal, el cuál es característico de los tejidos blandos.

Las propiedades mecánicas asociadas a los tendones, ligamentos y huesos se tomaron de la literatura de Arredondo [6], las cuales se muestran en la tabla 5.1.

Tabla 5.1 Propiedades mecánicas del material [6].

MATERIAL	DENSIDAD [Kg/m ³]	MÓDULO DE ELASTICIDAD [GPa]	COEFICIENTE DE POISSON [ν]
Hueso Cortical	900	13	0.3
Tendón, ligamento, meniscos y músculos	50	3	0.2

5.5 Discretización del Modelo

Para la discretización del modelo se utilizaron elementos en 3D con geometría tetraédrica de 10 nodos, donde cada nodo tiene 6 gdl, los cuales se le asignaron al modelo de utilizando el mallador del programa UNIGRAPHICS NX 5 obteniendo la siguiente asignación:

Tabla 5.2 Elementos y Nodos asignados a cada sólido.

Sólido	No. Elementos	No. Nodos
Fémur	22407	36601
Rótula	3406	6104
Tibia	35422	59151
Lig. Alerón Externo	994	1927
Lig. Alerón Interno	501	1116
Lig. Lateral Externo	1089	2168
Lig. Lateral Interno	275	592
Tendón del Cuadríceps	1831	3522
Tendón Rotuliano	767	1548
Menisco Externo	1256	2631
Menisco Interno	1570	3032
Músculos Gemelos	19867	35514
Tendón del Bíceps	717	1482
Lig. Cruzado Anterior	888	1811
Lig. Cruzado Posterior	304	676
Músculos Pata de Ganso	6506	13250
Tendón del Popíleo	759	1547
Tendón del Semimembranoso	4669	8736

Además se debe mencionar que en las uniones de hueso con tejido blando se aplicó un mallado de unión (verde) para que el modelo sea un material continuo y de esta manera se transmitan las fuerzas (Fig. 5.9).

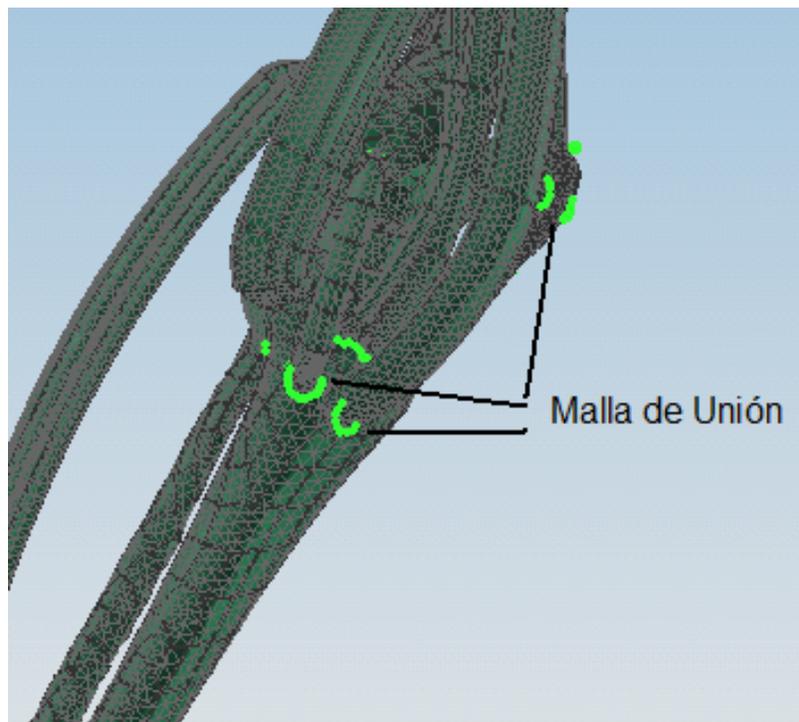


Figura 5.9 Condiciones de unión.

5.6 Caso de Estudio 1: Rodilla en Posición Empuje con Carga de Compresión.

RESTRICCIONES Y CARGAS

Al modelo en posición de empuje se le aplicó la carga (rojo) sobre el extremo distal de la tibia, en la cual se encuentra la fuerza ejercida por el cuerpo sobre el piso para poder desplazarse; la carga considerada fue de 700 [N] obtenida de la gráfica 4.1 en dirección del eje de la tibia y en compresión; las restricciones (azul) se colocaron en la parte proximal del fémur impidiéndole desplazamiento (Fig. 5.10).

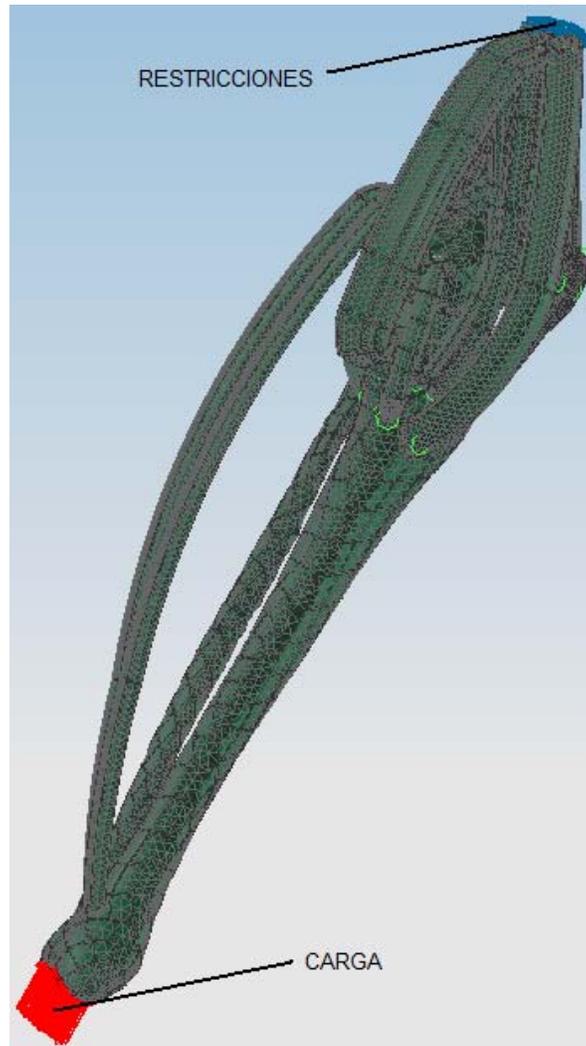


Figura 5.10 Cargas y Restricciones.

PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

En las siguientes figuras se observan los valores de esfuerzos en las direcciones X, Y, Z y por el criterio de von Mises, y desplazamientos en las direcciones X, Y y Z para la carga mostrada en la figura 5.10.

Se seleccionaron 7 puntos para ser analizados, los cuales se observan en la tabla 5.3.

Tabla 5.3 Puntos a ser analizados.

1	Tibia (parte anterior)	5	Gemelos
2	Tibia (parte posterior)	6	Meniscos
3	Peroné (parte anterior)	7	Rótula (parte posterior)
4	Peroné (parte posterior)		

En las figuras 5.11 y 5.12 se presentan los esfuerzos y desplazamientos, respectivamente, en la dirección X los cuales son los de menor magnitud con respecto a las direcciones Y y Z; la articulación femorotibial se encuentra en *valgus*³ (ver Fig. 5.1), como se comentó en el capítulo 3 (ver secciones 3.3 y 3.5), y debido a la componente de la carga en dirección del eje X la parte externa del modelo presentan esfuerzos de tensión y la parte interna esfuerzos de compresión provocando que la angulación aumente en la parte externa.

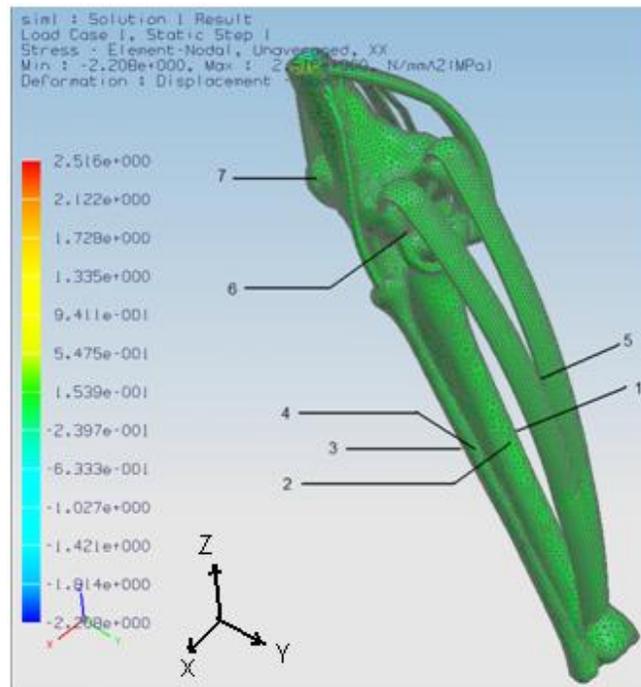


Figura 5.11 Esfuerzo en la dirección X.

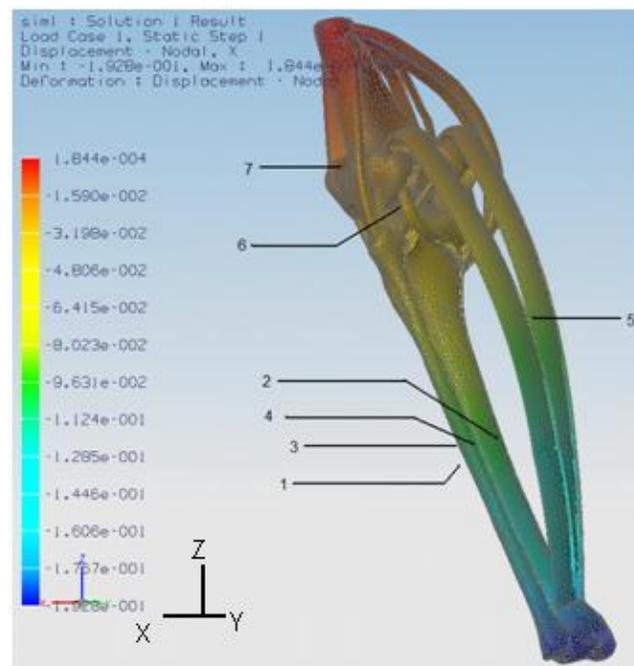


Figura 5.12 Desplazamientos en la dirección X.

³ Angulación hacia adentro.

En las figuras 5.13 y 5.14 se muestran los esfuerzos y desplazamientos en el eje Y respectivamente; estos se presentan debido a que la componente de la carga actúa paralela al piso, siendo esta la que impulsa al cuerpo. La tibia y el peroné muestran esfuerzos de flexión mientras que los gemelos están a tensión. La rótula en su parte posterior presenta principalmente compresión; por su parte los meniscos presentan esfuerzos de flexión prevaleciendo la compresión, y en la parte posterior los ligamentos cruzados muestran en mayor medida tensión.

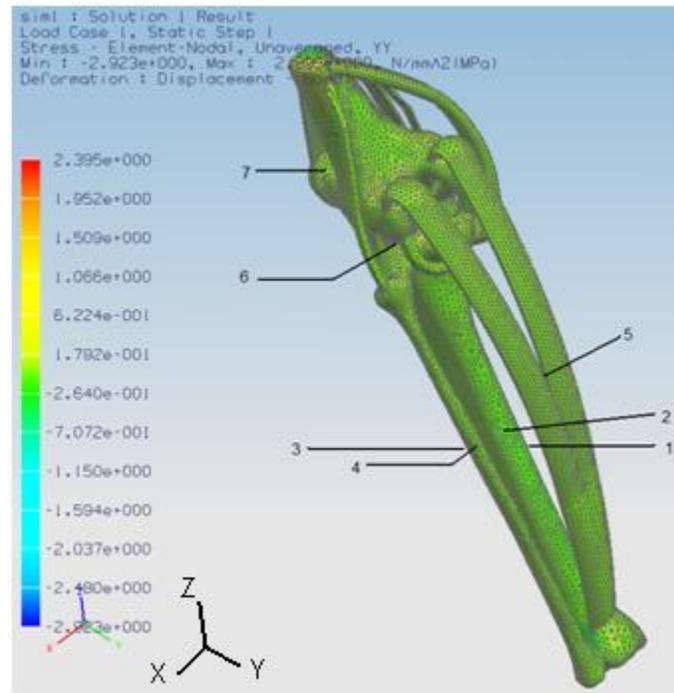


Figura 5.13 Esfuerzo en la dirección Y.

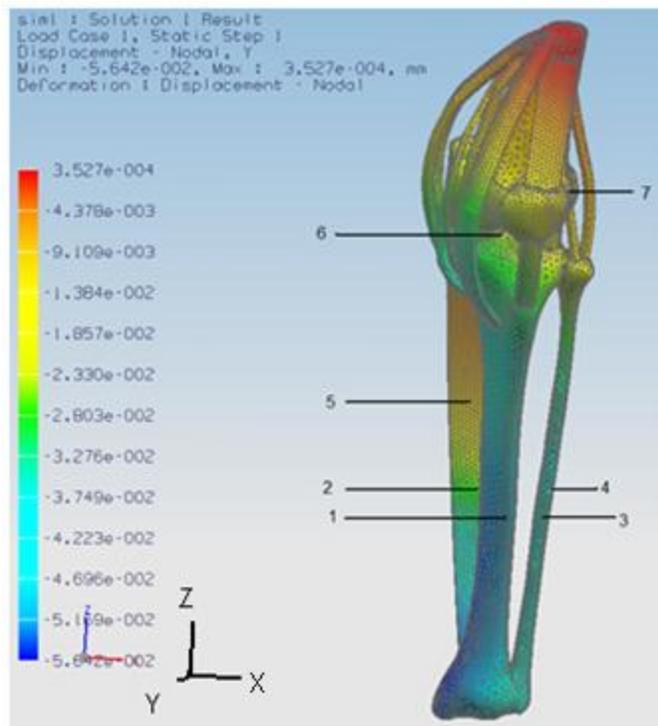


Figura 5.14 Desplazamientos en la dirección Y.

En las siguientes dos figuras (5.15 y 5.16) se muestran los esfuerzos y desplazamientos en dirección del eje Z, estos son los de mayor magnitud, y se presentan porque la fuerza (componente en dirección de Z de la carga aplicada) es ejercida sobre el suelo para poder soportar el cuerpo. Debido a la reacción que se presenta en el fémur, en los meniscos y en la parte anterior de la tibia y el peroné se generan esfuerzos de compresión, mientras que en los gemelos, en la parte posterior de la tibia y el peroné, y en el tendón del sartorio se encuentran trabajando esencialmente con esfuerzos de tensión.

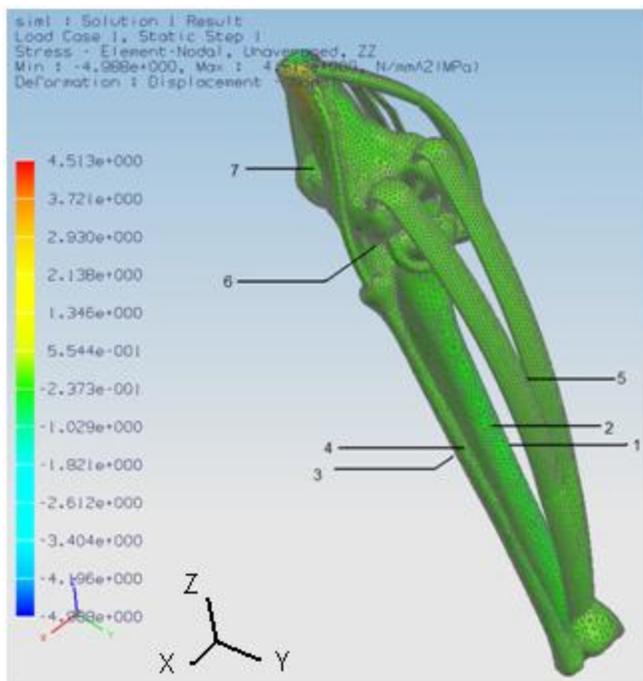


Figura 5.15 Esfuerzo en la dirección Z.

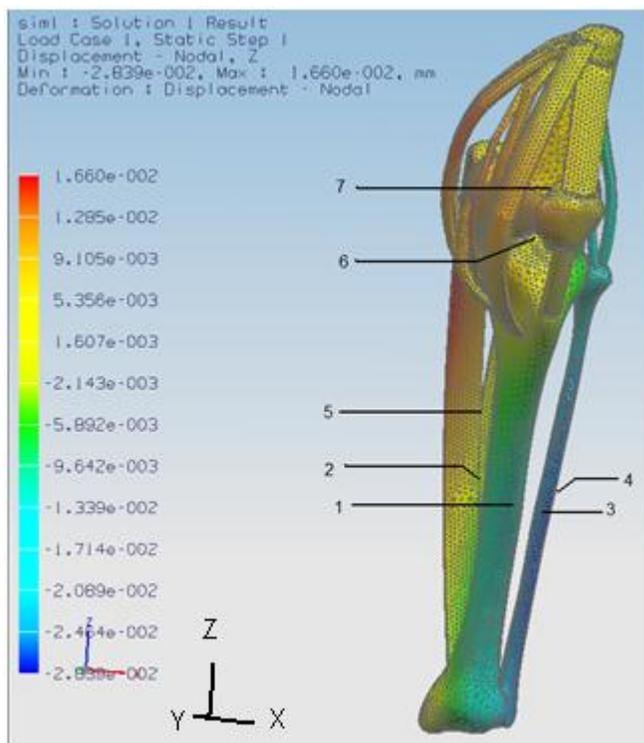


Figura 5.16 Desplazamientos en la dirección Z.

La figura 5.17 presenta el esfuerzo según el criterio de von Mises. El modelo se encuentra sometido a esfuerzos combinados trabajando esencialmente a compresión, estos esfuerzos no son de gran magnitud, ya que la articulación está diseñada para soportar la carga aplicada. De la distribución de esfuerzos dada por el criterio de von Mises los valores de mayor magnitud se presentan en la zona de la tibia de menor área transversal; en la parte anterior de la tibia los esfuerzos son mayores que en la parte posterior, el peroné muestra un comportamiento semejante al de la tibia. Por el cambio en las propiedades mecánicas del material, los meniscos se encuentran a esfuerzos de mayor magnitud en comparación a los elementos que los rodean.

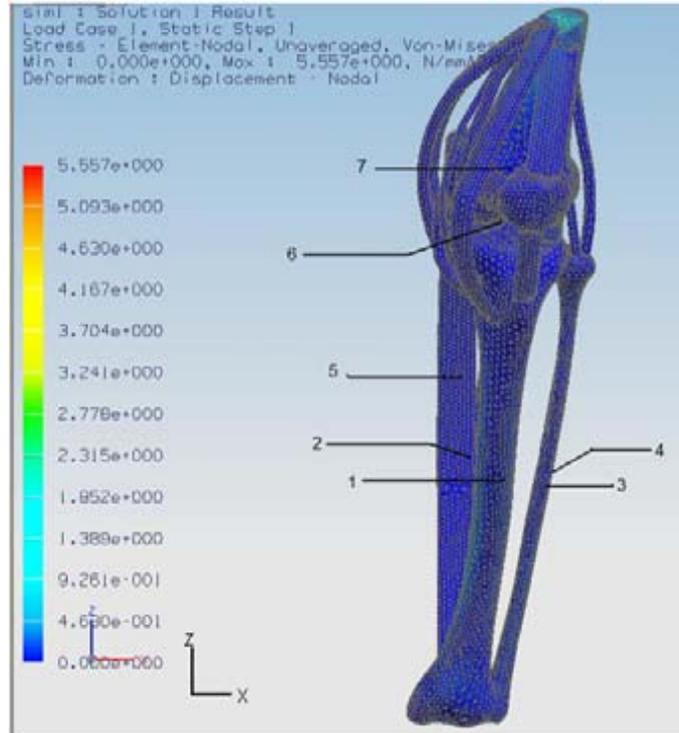


Figura 5.17 Nivel de Esfuerzos según el Criterio de von Mises.

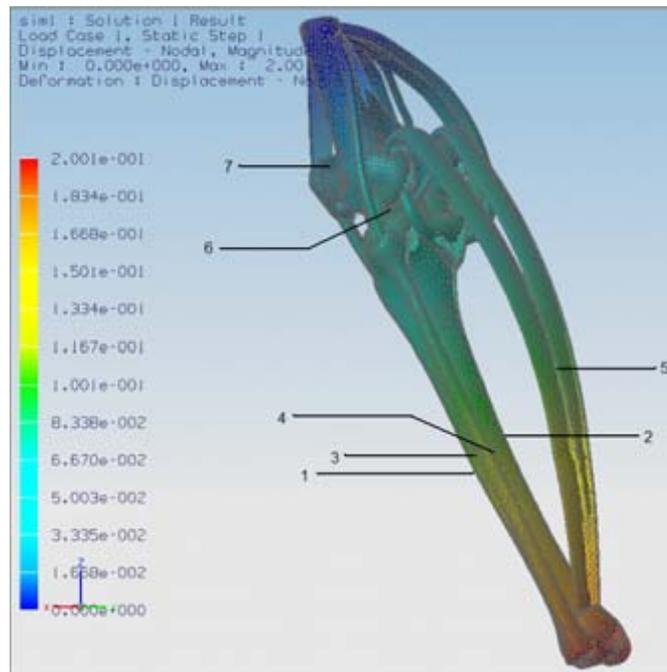


Figura 5.18 Nivel de Desplazamientos para el Caso 1.

ANÁLISIS DE RESULTADOS DEL CASO 1

Los elementos de la articulación se encuentran trabajando con cargas combinadas, las influyen al modelo de maneras diferentes.

Se observa que en el eje X, la menor magnitud de esfuerzo se encuentra en la región meniscal (6), este esfuerzo provoca la disminución de la angulación del *valgus*, el cual es regulado por el músculo de bíceps y los tejidos blandos que se encuentran en la parte externa de la pierna. La mayor magnitud de esfuerzo se encuentra en la rótula (7) ya que está sometida a las cargas del tendón rotuliano y del cuádriceps (ver Tabla 5.4).

En la dirección Y y Z el esfuerzo de mayor magnitud se encuentran en la tibia (1 y 2), además se observa que sobre el eje Z, los meniscos (6) presentan una mayor magnitud de esfuerzos que en los otros ejes, ya que la tibia y los meniscos están diseñados para absorber la mayor cantidad de carga aplicada. En los ejes Y y Z, la tibia (1 y 2) y el peroné (3 y 4) se encuentran trabajando con esfuerzos de flexión, donde se encuentra a compresión en la parte anterior y a tensión en la posterior.

De los valores obtenidos para los gemelos (5), se observa que en el eje Z, presenta la mayor magnitud de esfuerzos, ya que este debe contraerse para poder mover la extremidad en el movimiento de flexión.

Según el criterio de von Mises en la tibia (1 y 2) y en los meniscos (6) se presentan las magnitudes mayores de esfuerzos, ya que la tibia y los meniscos absorben la mayor cantidad de carga.

En los desplazamientos que se presentan en la dirección del eje X, se observan que los elementos que se encuentran más próximos a la zona donde se aplicó la carga (tibia (1 y 2), peroné (3 y 4) y gemelos (5)), muestran mayor magnitud de desplazamiento.

Como la tibia (1 y 2) y el peroné (3 y 4) son los que soportan la carga, presentan los mayores desplazamientos en los ejes Y y Z respectivamente, esto se presenta por que los dos tienen un área transversal de menor dimensión.

Los huesos se pueden elongar de 1 a 3% de su longitud original, y los tejidos blandos de 10 a 25% de su longitud original [3] dentro de la región elástica; se observa que los valores de desplazamiento son pequeños, con esto, se muestra que los elementos no fueron deformados de manera significativa y continúan trabajando en la región elástica.

Tabla 5.4 Máximos valores de esfuerzos y desplazamientos del caso 1.

	Dirección	1	2	3	4	5	6	7
Esfuerzos [MPa]	X	-2,56E-3	3,03E-3	-3,72E-3	1,02E-3	1,01E-3	223,54E-6	14,33E-3
	Y	-122,70E-3	58,58E-3	-25,07E-3	22,68E-3	8,27E-3	-38,17E-3	-3,74E-3
	Z	-355,31E-3	148,99E-3	-76,36E-3	66,28E-3	34,28E-3	-124,75E-3	-22,27E-3
	von Mises	477,77E-3	203,32E-3	90,82E-3	86,19E-3	44,36E-3	164,72E-3	42,87E-3
Desplazamientos [mm]	X	-96,09E-3	-96,45E-3	-100,29E-3	-84,36E-3	-81,81E-3	-36,02E-3	-23,06E-3
	Y	-50,59E-3	-48,60E-3	-39,76E-3	-35,48E-3	-8,06E-3	-25,84E-3	-18,29E-3
	Z	-9,53E-3	-12,63E-3	-26,03E-3	-25,20E-3	10,58E-3	3,48E-3	4,37E-3
	Resultante	196,76E-3	109,01E-3	94,92E-3	82,89E-3	44,47E-3	29,76E-3	0.00E0

5.7 Caso de Estudio 2: Rodilla en Posición Empuje con Carga de Compresión y Par de Fuerzas.

RESTRICCIONES Y CARGAS

En el siguiente caso se le aplicó al modelo un par de fuerzas y carga de compresión (rojo) en la parte distal de la tibia, donde las fuerzas del par tienen magnitud de 337.5 [N], esto representa la rotación externa que se presenta durante la marcha en el movimiento de flexión como se mencionó en la sección 3.7; y la carga es tiene una magnitud de 700 [N] obtenida de la gráfica 4.1. Al modelo se restringió en la parte proximal del fémur empotrándola (azul) (Fig. 5.19).

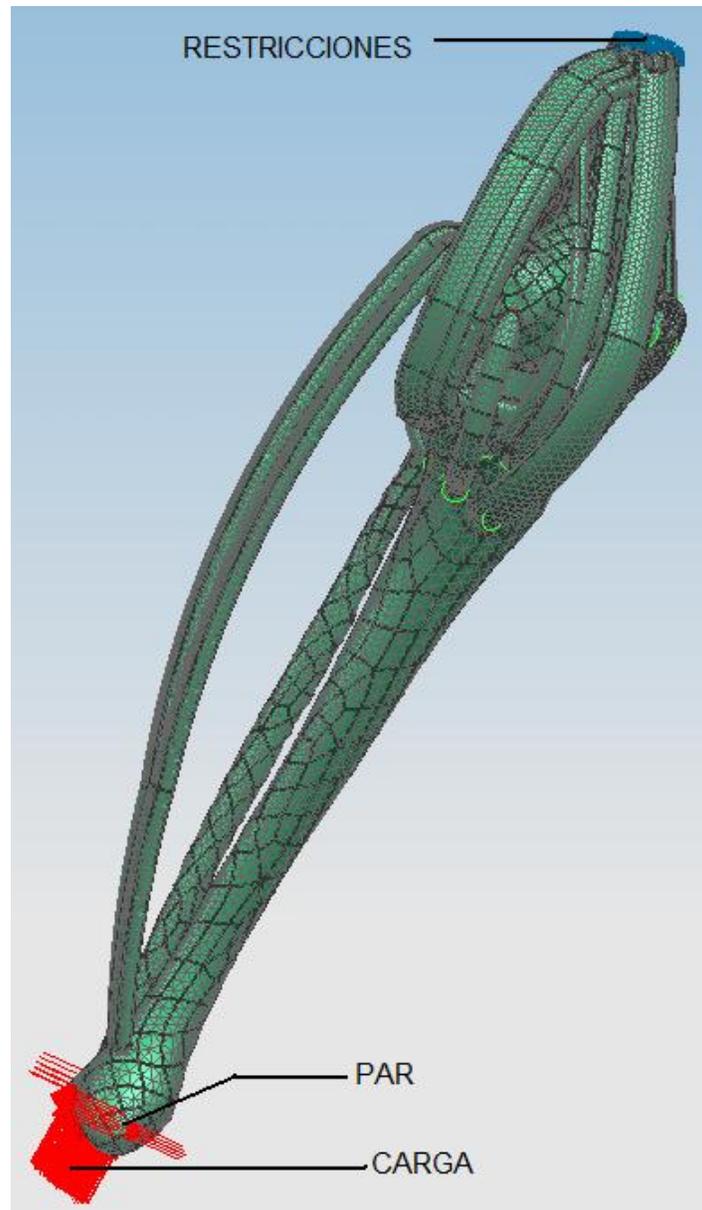


Figura 5.19 Cargas y Restricciones.

PRESENTACIÓN DE RESULTADOS

En las siguientes figuras se observan los resultados del análisis por FEM de la rodilla de esfuerzos en las direcciones X, Y, Z y por el criterio de von Mises, y deformaciones en las direcciones X, Y y Z debido a un par

de fuerzas y una carga de compresión. Se seleccionaron los mismos puntos del caso anterior para ser analizados (ver Tabla 5.3).

En las figuras 5.20 y 5.21 se presentan los esfuerzos y desplazamientos en dirección del eje X; el modelo presenta esfuerzos combinados [13], dónde la parte inferior que corresponde a la tibia, peroné y gemelos están principalmente a compresión, y en la parte superior que corresponde a los meniscos y fémur están esencialmente a tensión.

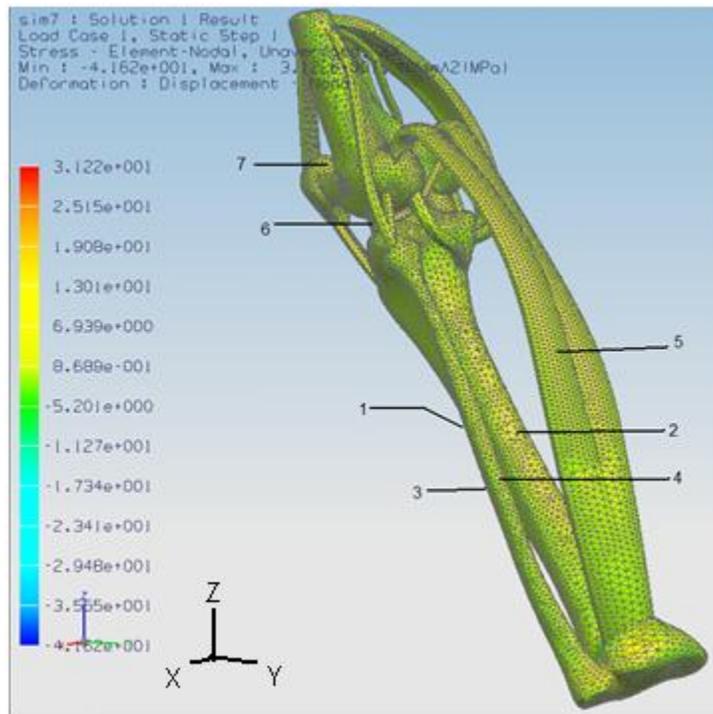


Figura 5.20 Esfuerzo en la dirección X.

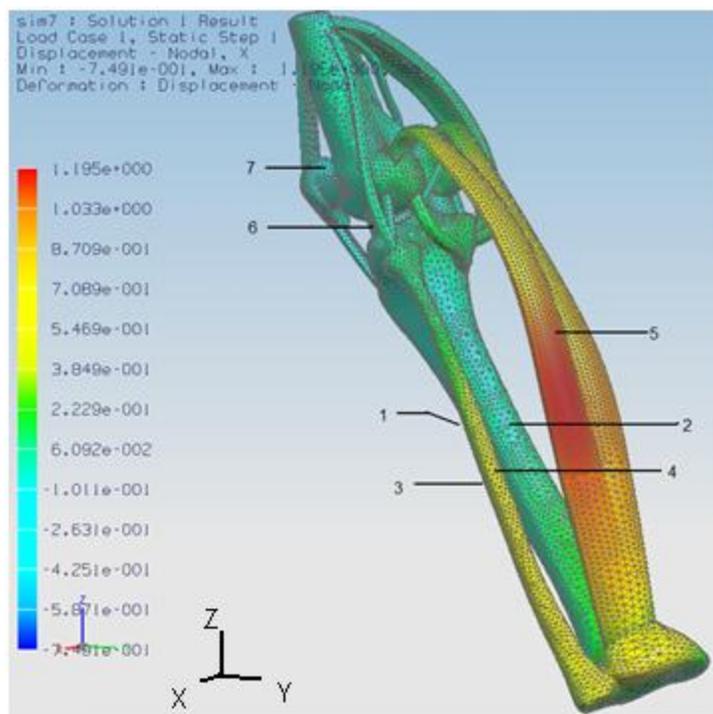


Figura 5.21 Desplazamientos en la dirección X.

En las siguientes figuras (5.22 y 5.23) se muestran los esfuerzos y desplazamientos en dirección del eje Y; sobre este eje el peroné presenta el mayor esfuerzo y desplazamiento ya que se encuentra sometido a cargas combinadas (carga de compresión y el par). El par tiene influencia sobre el modelo en los elementos externos presentando estos mayor compresión que los internos.

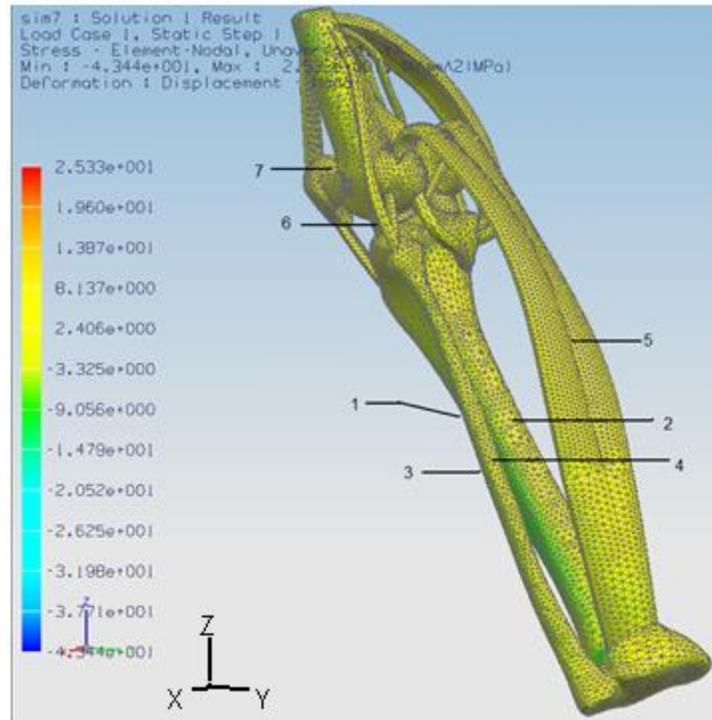


Figura 5.22 Esfuerzo en la dirección Y.

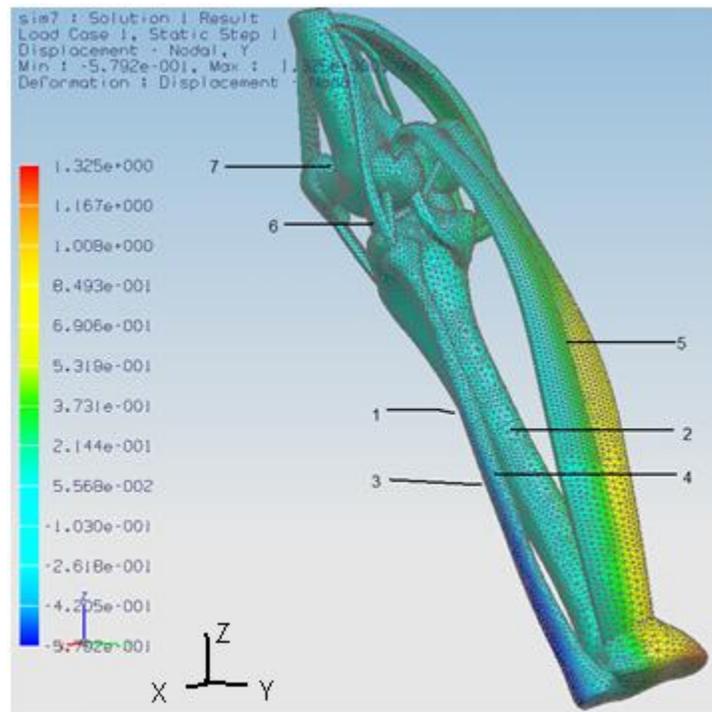


Figura 5.23 Desplazamientos en la dirección Y.

En las figuras 5.24 y 5.25 se presentan los esfuerzos y desplazamientos en dirección del eje Z respectivamente; debido a la acción del par, la sección anterior del modelo presenta una mayor concentración de esfuerzos de tensión y la posterior esfuerzos de compresión; en la figura 5.25, se observa que los gemelos presentan un gran desplazamiento debido al par aplicado ya que se opone al desplazamiento provocado por el par sobre la tibia y el peroné.

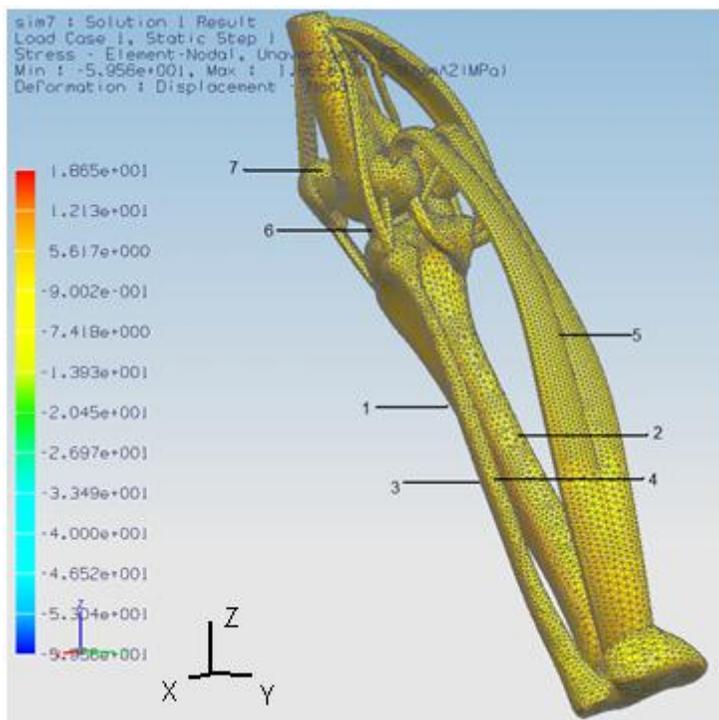


Figura 5.24 Esfuerzo en la dirección Z.

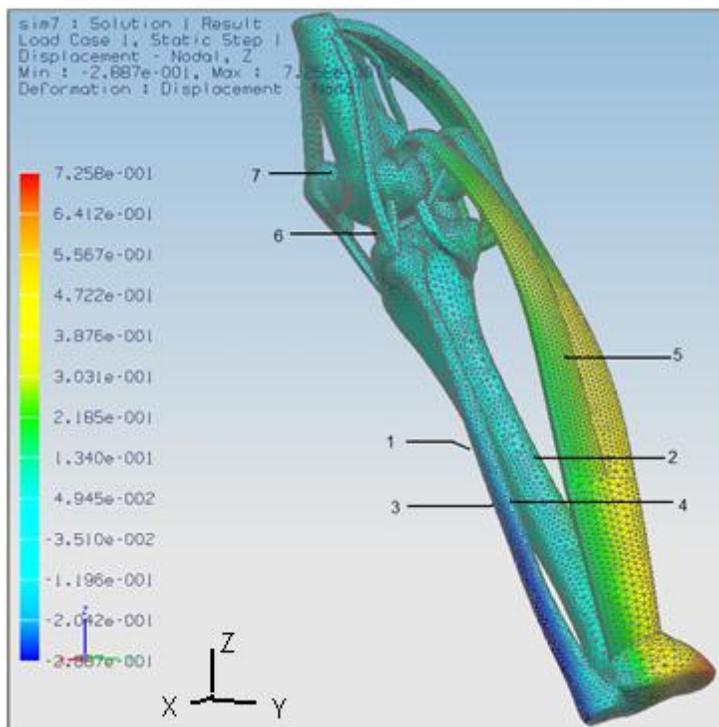


Figura 5.25 Desplazamientos en la dirección Z.

En la figura 5.26 se presentan los esfuerzos según el criterio de von Mises. Por la distribución de esfuerzos que se obtuvieron por el análisis mediante FEM, la tibia y el peroné presentan grandes esfuerzos principalmente en la zona media, donde el área transversal es de menor dimensión, debido a que las cargas combinadas a las que está sometido el modelo trabajan en mayor magnitud sobre estos dos elementos, esencialmente el par.

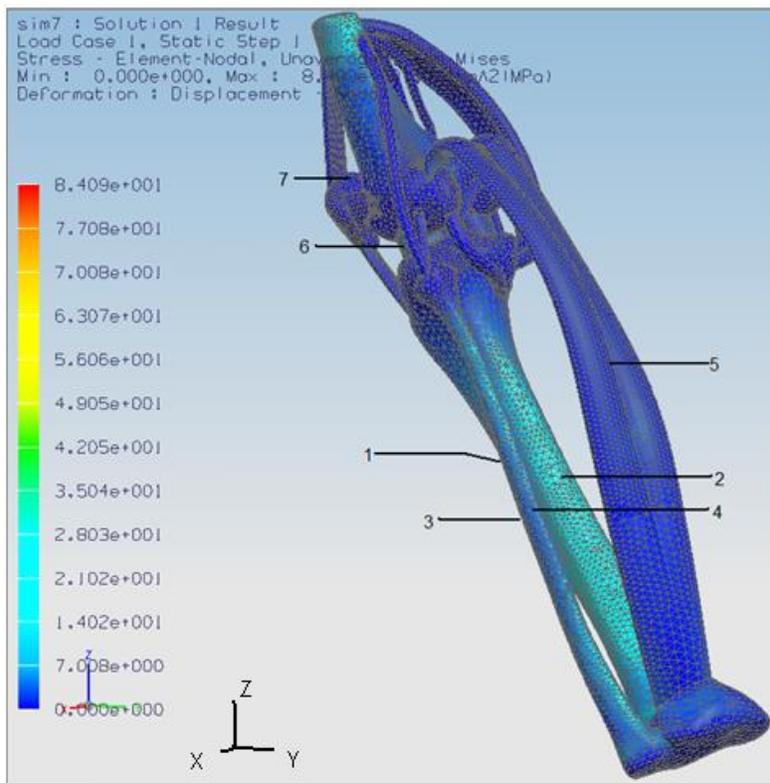


Figura 5.26 Nivel de Esfuerzos según el Criterio von Mises.

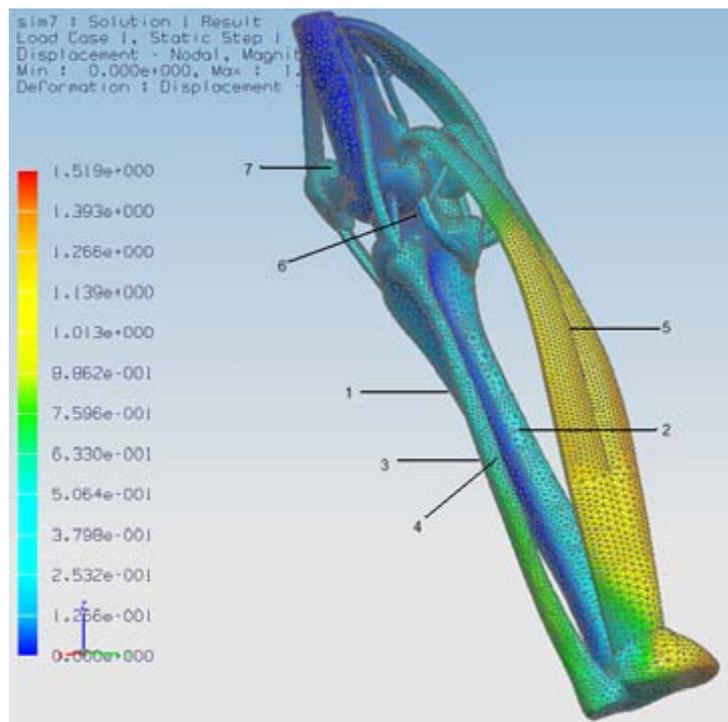


Figura 5.29 Nivel de Desplazamientos para el Caso 2.

ANÁLISIS DE RESULTADOS DEL CASO 2

En el eje X, las mayores magnitudes de esfuerzos se presentan en la parte anterior de la tibia (1) y en la posterior del peroné (4), debido a la carga combinada aplicada sobre el modelo (ver Tabla 5.5). Por la acción del par y la carga aumenta la región de los esfuerzos a compresión en la tibia (1 y 2), y en el peroné la región anterior (3) presenta esfuerzos de compresión y la posterior (5) a tensión. Los meniscos debido a la acción del par presentan un mayor esfuerzo que en el caso anterior (ver pág. 62).

En la dirección de los ejes Y y Z el peroné (3 y 4) presenta esfuerzos de grandes magnitudes, ya que las componentes de la carga y el par se combinan provocando momentos flectores y torsión sobre este elemento. En la tibia (1 y 2) se presenta una reacción semejante aunque de menor magnitud debido al área transversal que tiene. Sobre el eje Z, los gemelos (5) presentan grandes esfuerzos debido a que estos se oponen a la acción del par sobre la tibia y el peroné.

Los esfuerzos obtenidos según el criterio de von Mises aumentan hasta la zona de menor área transversal de la tibia (1 y 2) y del peroné (3 y 4), y posteriormente disminuyen. En los meniscos (6) los esfuerzos aumentan ya que en este punto se absorbe la carga. Alrededor de la zona meniscal se encuentran los músculos que componen la pata de ganso, los cuales se oponen al par aplicado, así evitando una lesión meniscal o fractura en los huesos inferiores de la articulación. La rótula presenta esfuerzos de mayor magnitud que en el caso 1 ya que el tendón rotuliano transmite la acción del par hacia la rótula.

En el eje X, los desplazamientos de mayor magnitud se presentan en los elementos más próximos a la zona donde fueron aplicados la carga y el par. La rótula (7) presenta un desplazamiento externo, el cual se presenta ya que éste debe acoplarse al surco troclear (ver sección 3.4).

En los ejes Y y Z, los desplazamientos que se presentan se deben en su mayoría a la acción del par. Los desplazamientos en la parte posterior de la tibia (2), en el peroné (3 y 4) y en los gemelos (5), son de magnitudes similares. Los meniscos presentan un desplazamiento de mayor magnitud que en el caso 1 (ver pág. 61), ya que la acción del par provoca que este se comprima más.

Aunque los valores de desplazamiento son de mayor magnitud con respecto a los del caso anterior (ver sección 5.6), se puede observar que los desplazamientos siguen siendo pequeños, entonces los elementos no fueron deformados de manera significativa y no superaron los valores de elongaciones para los huesos y tejidos blandos [3].

Tabla 5.5 Valores de esfuerzos y desplazamientos del caso 2.

	Dirección	1	2	3	4	5	6	7
Esfuerzos [MPa]	X	-534,43E-3	-110,21E-3	-33,68E-3	399,77E-3	91,14E-3	139,47E-3	30,22E-3
	Y	-607,08E-3	369,96E-3	-2,32E+0	-825,71E-3	20,82E-3	-21,96E-3	-12,51E-3
	Z	997,26E-3	-560,14E-3	1,75E+0	-4,84E+0	-576,21E-3	-61,64E-3	-31,14E-3
	von Mises	8,83E+0	4,67E+0	5,06E+0	6,40E+0	1,36E+0	3,39E+0	133,07E-3
Desplazamientos [mm]	X	-275,44E-3	446,23E-3	245,55E-3	524,33E-3	640,75E-3	-72,08E-3	-154,46E-3
	Y	76,69E-3	-260,70E-3	-385,79E-3	-293,34E-3	297,19E-3	182,30E-3	62,50E-3
	Z	22,23E-3	-154,31E-3	-168,40E-3	-126,64E-3	182,67E-3	84,11E-3	22,15E-3
	Resultante	654,12E-3	891,01E-3	1,41E+0	283,45E-3	1,38E+0	153,57E-3	0.00E0

CONCLUSIONES

El objetivo del presente trabajo se cumplió de manera satisfactoria, ya que se estudiaron dos casos de la rodilla humana en la posición de empuje.

En el primer caso, donde la rodilla fue sometida a una carga de compresión debido a la acción del piso sobre la parte distal de la tibia se observan deformaciones, principalmente en la tibia y el peroné, las cuales se deben a que la carga es aplicada sobre su eje de acción, ya que estos dos elementos (tibia y peroné) deben absorber la mayor parte de la carga. Los gemelos presentan deformaciones de gran magnitud las cuales se interpretan como la acción de estos músculos durante la flexión de la articulación; los músculos isquiotibiales (semimembranoso y semitendinoso), el recto interno y el sartorio presentan esfuerzos de menor magnitud que los gemelos, debido a que estos actúan en ángulos mayores a los utilizados en la posición estudiada.

En el segundo caso, donde la rodilla fue sometida a una carga de compresión y a un par, se obtuvieron desplazamientos y esfuerzos (1.20 [mm] y 84.1 [MPa], ver sección 5.7) de mayor magnitud a los del primer caso (0.0166 [mm] y 5.56 [MPa], ver sección 5.6), ya que el modelo fue sometido no sólo a la carga del piso, sino también a una torsión, la cual provoca la rotación externa necesaria para poder estabilizar la articulación durante la flexión; esta rotación se realiza de manera natural durante la marcha (ver sección 3.7). Los elementos como la tibia, el peroné y los gemelos son los que presentan desplazamientos y esfuerzos de mayor magnitud. La torsión que se presenta en la tibia y el peroné provoca en estos una deformación rotacional, la cual es contrarrestada por la acción de los músculos de la pata de ganso, principalmente del sartorio disminuyendo esta deformación.

En ambos casos la acción de los meniscos como amortiguador en la articulación es notable, ya que por la distribución obtenida en el análisis, los elementos próximos a la región meniscal presentan esfuerzos de menores magnitudes a los meniscos principalmente en el fémur reduciéndose de manera significativa con respecto a los de la tibia. Con estos datos se observa que la región meniscal es una en la cuales se debe tener mayor cuidado en el desarrollo de prótesis.

Como se esperaba los desplazamientos obtenidos fueron de magnitudes pequeñas (menores a 0.0166 [mm] y 1.20 [mm] en los casos 1 y 2 respectivamente, ver secciones 5.6 y 5.7), ya que las propiedades mecánicas del hueso permiten que estos elementos soporten grandes cargas, por lo que se puede someter estos elementos a cargas de mayores magnitudes. Los elementos que representaban el tejido blando se deformaban con respecto a los huesos ya que fueron sujetados en sus dos extremos, esto nos permitió observar cómo se comportaban las uniones entre los sistemas (óseo y musculotendinoso), principalmente cerca de la zona meniscal.

Para realizar el análisis se tomaron en cuenta elementos que influyen sobre el funcionamiento de una articulación, como el sexo, el peso, el tamaño de la persona; pero hubo otras condiciones que no fueron tomadas en cuenta como el calzado, la actividad física, así como algunas patologías, esencialmente congénitas, que pueda tener la población mexicana en general. El tipo de suelo y la velocidad de la marcha son otros elementos a considerar como se mencionó anteriormente, por lo que se les pidió a los sujetos que caminaran sobre pavimento, tranquilamente y a una velocidad constante.

En general para poder analizar el comportamiento de la rodilla humana sometida a las cargas aplicadas en los casos 1 y 2 (ver sección 5.6 y 5.7), se tomó en cuenta que el modelo representaba la articulación en un instante durante la marcha, por lo que ambos casos de estudio son estáticos.

Por otro lado, para la elaboración de la tesis se encontraron varios problemas, uno de ellos fue que no existen datos concretos sobre las dimensiones de los músculos, ligamentos y tendones, debido a que estas dimensiones dependen de la persona en su sexo, actividad física, tamaño, peso, etc., por lo que los modelos realizados en CAD se adecuaron a las dimensiones de los modelos de los huesos proporcionados por el Laboratorio de Visualización IXTLI, y modelados con las formas que se describían en la literatura; aunque cabe mencionar que no es necesario realizar modelos exactos de los músculos, ya que finalmente estos se insertan por medio de los tendones.

Para el desarrollo de prótesis se debe tomar en cuenta los elementos antes mencionados, donde la actividad física sería una de las más importantes por el desgaste que esta pueda llegar a tener, además de que deben tener la manera de incluir a los músculos o algún elemento que realice la función de estabilizador dentro de la

articulación, ya que como se observó en la tesis estos actúan de manera significativa en cada uno de los movimientos realizados y no necesariamente al mismo tiempo. Como se mencionó anteriormente una de las regiones de mayor cuidado para el desarrollo de prótesis es la meniscal, y junto a esta la tibia y el peroné ya que son las regiones con mayor esfuerzo.

Finalmente se propone que exista más apoyo e interés para el estudio de la biomecánica dentro de la Universidad, ya que para obtener los instantes relevantes en el ciclo de la marcha se tuvo que apoyar en artículos desarrollados por otras universidades de México y del mundo. Así al tener más apoyo en esta rama de la ingeniería será posible aportar mayor cantidad de datos hacia las sociedades médicas, odontológicas, biológicas y afines con la biomecánica; y así mejorar la investigación de esta y poder desarrollar en un futuro cercano productos biomecánicos como prótesis para la población mexicana y herramienta médica.

ANEXO 1

Cálculos para el Análisis de Fuerzas en la Rodilla en Mathematica 5

(*Femur*)

$$W = 55 * 9.81 \text{ "N"};$$

$$Ge = 1400 \text{ "N"};$$

$$X = -A * \text{Cos}\left[\frac{21 * \pi}{180}\right] - FT * \text{Cos}\left[\frac{64 * \pi}{180}\right] + LL * \text{Cos}\left[\frac{68 * \pi}{180}\right] + Ge * \text{Cos}\left[\frac{22 * \pi}{180}\right];$$

$$Y = -A * \text{Sin}\left[\frac{21 * \pi}{180}\right] + FT * \text{Sin}\left[\frac{64 * \pi}{180}\right] - LL * \text{Sin}\left[\frac{68 * \pi}{180}\right] - Ge * \text{Sin}\left[\frac{22 * \pi}{180}\right] - W;$$

$$Mo = W * 0.4 \text{ "m"} * \text{Cos}\left[\frac{72 * \pi}{180}\right] - Ge * \text{Cos}\left[\frac{22 * \pi}{180}\right] * 0.028 \text{ "m"} - Ge * \text{Sin}\left[\frac{22 * \pi}{180}\right] * 0.010 \text{ "m"} -$$

$$FT * \text{Cos}\left[\frac{64 * \pi}{180}\right] * 0.027 \text{ "m"} + FT * \text{Sin}\left[\frac{64 * \pi}{180}\right] * 0.007 \text{ "m"} - A * \text{Cos}\left[\frac{21 * \pi}{180}\right] * 0.005 \text{ "m"} +$$

$$A * \text{Sin}\left[\frac{21 * \pi}{180}\right] * 0.015 \text{ "m"};$$

$$F = \text{NSolve}\{X = 0, Y = 0, Mo = 0\}, \{FT, LL, A\}$$

$$FFP = F[[1, 1, 2]]$$

$$LLL = F[[1, 2, 2]]$$

$$AA = F[[1, 3, 2]]$$

$$\{ \{FT \rightarrow 4589.28 \text{ N}, LL \rightarrow 3113.78 \text{ N}, A \rightarrow 484.899 \text{ N}\} \}$$

$$4589.28 \text{ N}$$

$$3113.78 \text{ N}$$

$$484.899 \text{ N}$$

(*Rotula*)

$$A = -AA;$$

$$X = -TC * \text{Sin}\left[\frac{15 * \pi}{180}\right] + A * \text{Cos}\left[\frac{21 * \pi}{180}\right] + TR * \text{Cos}\left[\frac{58 * \pi}{180}\right];$$

$$Y = TC * \text{Cos}\left[\frac{15 * \pi}{180}\right] + A * \text{Sin}\left[\frac{21 * \pi}{180}\right] - TR * \text{Sin}\left[\frac{58 * \pi}{180}\right];$$

$$R = \text{NSolve}\{X = 0, Y = 0\}, \{TC, TR\}$$

$$TTC = R[[1, 1, 2]]$$

$$TTR = R[[1, 2, 2]]$$

$$\{ \{TC \rightarrow 1628.03 \text{ N}, TR \rightarrow 1649.42 \text{ N}\} \}$$

$$1628.03 \text{ N}$$

$$1649.42 \text{ N}$$

(*Tibia*)

TR = TTR;

LL = LLL;

TF = FFP;

Wo = 675 "N";

Mo = Wo * 0.42 "m" * Cos[$\frac{116 * \pi}{180}$] + PG * Cos[$\frac{108 * \pi}{180}$] * 0.005 "m" +

PG * Sin[$\frac{108 * \pi}{180}$] * 0.025 "m" + TR * Cos[$\frac{122 * \pi}{180}$] * 0.023 "m" -

TR * Sin[$\frac{122 * \pi}{180}$] * 0.031 "m" + TF * Cos[$\frac{116 * \pi}{180}$] * 0.026 "m" +

TF * Sin[$\frac{116 * \pi}{180}$] * 0.012 "m";

Solve[Mo == 0, PG]

{{PG→8571.37 N}}

REFERENCIAS

- [1] SEGAL, Philippe, J. Marcel, et al; *La Rodilla*; Ed. Masson; Primera edición; España 1985.
- [2] VOSS, Hermann y HERRLINGER, Robert; *Anatomía Humana, Tomo 1*; Ed. El Ateneo; Tercera edición; Argentina 1974.
- [3] NORDIN, Margareta y Frankel, Victor H.; *Biomecánica Básica del Sistema Musculoesquelético*; Ed. Mac-Graw Hill; Tercera edición; España 2004.
- [4] KAPANDJI, A. I.; *Fisiología Articular 2: Miembro Inferior*; Ed. Médica Panamericana; Quinta edición; España.
- [5] MORALES, Lázaro y AYALA, Álvaro; *Biomecánica de la Rodilla*; CDMIT, Facultad de Ingeniería UNAM, México. 2007.
- [6] ARREDONDO, José; *Análisis Tridimensional de la Rodilla Mediante Elemento Finito*; UNAM;
- [7] CALVO, S, NÚÑEZ, JL, et al; *Determinación de las presiones de contacto en el polietileno de prótesis de rodilla. Estimación de Vida a Fatiga*. ITA y Universidad de Zaragoza, España 2005.
- [8] VOSS, Hermann y HERRLINGER, Robert; *Anatomía Humana, Tomo 2*; Ed. El Ateneo; Tercera edición; Argentina 1974.
- [9] CUADRADO, Teresita y ABRAHAM, Gustavo; *Propiedades mecánicas de Biomateriales*; INTEMA, UNMdP-CONICET, Argentina.
- [10] COLLADO Vázquez, Susana; *Plataformas Dinamométricas, Aplicaciones*; Universidad Alfonso X El Sabio; España 2004.
- [11] AYALA R. A., MORALES, A. L. y ROJAS, S. A.; *Propuesta de investigación en Biomecánica en la Facultad de Ingeniería*; Laboratorio de Ingeniería Mecánica Asistida por Computadora, Facultad de Ingeniería UNAM, México 2002.
- [12] TRINIDAD, Roberto; *Análisis de una Rodilla Humana en la Posición de Apoyo Durante la Marcha Utilizando el Método por Elemento Finito*; Tesis, Facultad de Ingeniería, UNAM, México 2008.
- [13] FITZGERALD, Robert; *Mecánica de Materiales*; Ed. Alfaomega; Segunda edición; México 1996.
- [14] LOPATEGUI, Edgar; *La Organización del Cuerpo Humano*; Universidad Interamericana de PR – Metro, Facultad de Educación, Dept. Educación Física; 2001.