



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

ANÁLISIS MEDIANTE FEM DE LA RODILLA HUMANA DURANTE LA FASE DE APOYO DE LA MARCHA

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE

INGENIERO MECÁNICO

PRESENTA:



ESTRADA GÓMEZ MAYRA LISSETE

DIRECTOR DE TESIS: DR. ÁLVARO AYALA RUIZ

CIUDAD UNIVERSITARIA, MÉXICO, D.F., 2013



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

En lo institucional:

Agradezco a la **Universidad Nacional Autónoma de México** y a la **Facultad de Ingeniería**, por el conocimiento transmitido de alto nivel, por las actividades culturales y humanas que completaron mi formación.

A mi asesor, el **Dr. Álvaro Ayala Ruiz**, agradezco especialmente su apoyo, tiempo, paciencia y ayuda otorgada. Gracias por sus consejos personales y académicos, así como por escucharme.

Agradezco el apoyo recibido para completar mi trabajo de tesis al **M. en C. Víctor Manuel Araujo Monsalvo**, Investigador del Laboratorio de Biomecánica del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR).

A mis **sinodales**:

Dr. Vicente Borja Ramírez, M. en I. María del Rocío Ávila Núñez, Dr. Fernando Velázquez Villegas y al M. en I. Lázaro Morales Acosta por el tiempo que dedicaron a la revisión de esta tesis y sus valiosas sugerencias.

En lo particular:

Agradezco a **Dios** y a **María Santísima**

Por haberme permitido llegar a este momento y por acompañarme a lo largo de mi carrera, por darme inteligencia, por fortalecer mi corazón e iluminar mi mente, por brindarme una vida llena de aprendizajes y por haber puesto en mi camino a las personas necesarias para mi crecimiento.

A mis **padres, Rosa Elis Gómez Mendo y Víctor Manuel Estrada Martínez**

Por su amor y apoyo en todo momento, por sus consejos, paciencia y regaños, por creer en mí y su motivación constante.

A mis **hermanas**, por todos los momentos de diversión y alegría, por su apoyo y ayuda.

A **Gina**, por su ejemplo y el valor mostrado para salir adelante así como sus consejos.

A **Gaby**, por su confianza en mí, su esfuerzo e ingenio.

A mi **tía Josefa**, a mi **tía Gloria** y a mi **tío Ulises**, por su ayuda a lo largo de mis estudios y su preocupación por mí.

A **los amigos**, que nos apoyamos mutuamente en nuestra formación profesional, por los momentos compartidos en la Facultad, sin ustedes no hubiera sido lo mismo.

A todos aquellos que participaron directa o indirectamente en la elaboración de esta tesis.

A todos ustedes ¡Gracias!



Entramos para aprender, salimos para servir.



Contenido

INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1. LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA	4
1.1 Anatomía de la rodilla	4
1.1.1 Introducción	4
1.1.2 Componentes óseos de la rodilla	6
1.1.3 Superficies Articulares	10
1.1.4 Meniscos	11
1.1.5 Componentes de la cápsula articular de la rodilla	12
1.1.6 Ligamentos	14
1.2 Fisiología de la Rodilla.....	16
1.2.1 Los Ejes de la articulación de la Rodilla.....	16
1.2.2 Mecanismo de Bloqueo	17
1.2.3 Los Movimientos de Flexoextensión	18
1.2.4 La rotación axial de la rodilla.....	19
1.2.5 Movimiento de los cóndilos sobre la glenoides en flexoextensión.....	21
1.2.6 Los músculos extensores de la rodilla	23
1.2.7 Los músculos flexores de la rodilla	23
1.2.8 Los músculos rotadores de la rodilla.	23
1.3 Artroplastias de Rodilla	24
1.3.1 Artrosis.....	25
1.3.2 Artropatías inflamatorias: Artritis	26
CAPÍTULO 2. LA MARCHA HUMANA	29
2.1 El ciclo de la marcha y sus divisiones	29
2.2 Fases del ciclo de marcha durante el periodo de apoyo o soporte.....	31
2.3 Fases del ciclo de la marcha durante el periodo de balanceo.....	32
2.4 Parámetros temporales de la marcha	33
2.5 Parámetros espaciales de la marcha	34



2.6 Desplazamiento del Centro de Gravedad durante la marcha	36
2.6.1 Desplazamiento Vertical del Centro de Gravedad.	37
2.6.2 Desplazamiento Lateral del Centro de Gravedad.....	37
2.6.3 Mecanismos de control para hacer que el centro de gravedad no se desplace demasiado	38
CAPÍTULO 3. OBJETIVO	42
3.1 Introducción	42
3.1.1 Prevalencia de enfermedades reumáticas.....	43
3.1.2 Número de Prótesis de rodilla implantadas en México.....	44
3.1.3 Costos de las Prótesis de Rodilla	45
3.2 Justificación.....	46
3.3 Necesidad	46
3.4 Solución y Objetivo.....	47
3.5 Metas.....	48
CAPÍTULO 4. CASO DE ESTUDIO.....	50
4.1 Introducción	50
4.2 Consideraciones	51
4.2.1 Carga.....	51
4.1.2 Posición	52
4.3 Metodología propuesta	53
4.4 Manejo de tomografías	55
4.4.1 Selección del Rango en la escala de Hounsfield.....	55
4.4.2 Selección de la parte de interés	56
4.4.3 Separación de tejidos	56
4.4.4 Generación del modelo de la rodilla.....	57
4.4.5 Mejora del modelo creado.....	57
4.5 Formato STL.....	58
4.5.1 Generación de malla de elementos finitos usando el formato STL.....	58
4.6 Formato IGES	59



4.6.1 Creación de líneas de contorno en cada tomografía.....	59
4.6.2 Creación de un modelo 3D en un sistema CAD mediante polilíneas	60
4.7 Modelado de Meniscos y Ligamentos	61
4.8 Comportamiento del material.....	62
4.9 Generación de las mallas de Elementos Finitos	64
4.10 Condiciones de Frontera	67
4.11 Condiciones de contacto	68
4.12 Edición de la geometría	68
CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	70
5.1 Resultados.....	70
5.1.1 Introducción	70
5.1.2 Factor de Escalamiento de Masa.....	70
5.1.3 Principio de Saint-Venant	72
5.1.4 Desplazamientos	73
5.1.5 Deformación Logarítmica.....	80
5.1.6 Esfuerzos von Mises	85
5.2 DISCUSIÓN	89
CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES.....	93
Bibliografía.....	95



INTRODUCCIÓN

En América Latina los padecimientos reumáticos constituyen un problema de salud pública debido a su prevalencia y a su impacto en los servicios de salud. Considerando la prevalencia de enfermedades reumáticas en México, el impacto en la calidad de vida de los pacientes y su tendencia a aumentar dada la velocidad de envejecimiento de la población, habrá en los próximos años una mayor cantidad de pacientes que requerirán prótesis de rodilla (Cardiel M. H., 2011). Así, debido a esto y a los gastos que genera la colocación de una prótesis de rodilla es necesario desarrollar el diseño y fabricación de prótesis en México, que permita contar con prótesis de rodilla de diseño y manufactura nacional con la idea de disminuir los costos y aumentar la compatibilidad con la antropometría mexicana, y así mejorar la calidad de vida del paciente.

Como solución a la necesidad descrita arriba, en el presente trabajo, como primer paso, se propone estudiar y entender el comportamiento de los elementos de la rodilla humana bajo la condición más crítica durante la marcha, mediante un análisis por elementos finitos. La condición más crítica ocurre durante la fase de soporte terminal. En este punto de la marcha la posición de la rodilla es la de extensión y la intensidad de la fuerza transmitida a través de la meseta tibial es la mayor. Éstas características son las condiciones de frontera, la carga de 3.125 veces el peso del cuerpo (Nordin & Frankel, 2004) y las restricciones encaminadas a mantener la posición de extensión, restringiendo el movimiento en la parte superior del fémur para que sólo se mueva longitudinalmente y empotrando la parte inferior de la tibia y el peroné para simular las restricciones debidas a la articulación del tobillo. El modelo sólido 3D se creó en Catia V5R19 a partir de las curvas obtenidas en Mimics y la malla de elementos finitos fue generada en NX 7.5. Finalmente el modelo de elementos finitos 3D se analizó con el sistema Abaqus 6.11.

En este trabajo, para lograr obtener la geometría irregular de los huesos de la rodilla se propuso una metodología que comienza con el manejo de tomografías en el sistema Mimics para generar un modelo 3D muy próximo al real a partir del cual es posible obtener una malla de elementos finitos. En la metodología propuesta se plantean diferentes salidas que dependen de si se desea editar con facilidad la geometría, trabajar con elementos 3D o tipo Shell o trabajar con una malla huérfana en Abaqus. Dependiendo de éstas decisiones se sugiere trabajar con la geometría en formato IGES o en formato STL. Todo gira con base en crear una malla que pueda resolverse en el sistema Abaqus. En cuanto a las propiedades mecánicas asignadas en este trabajo, se modeló el tejido óseo tanto cortical como trabecular de fémur tibia y peroné considerándolos como sólidos elásticos, homogéneos, lineales y transversalmente isotrópicos. Los meniscos se consideraron como homogéneos, linealmente elásticos e isotrópicos y los ligamentos se asumieron como isotrópicos e hiperelásticos.

En la Facultad de Ingeniería de la UNAM se han desarrollado diferentes modelos de elementos finitos para entender la mecánica de la rodilla humana y la función de los tejidos blandos durante la marcha humana. Se describen 3 de éstos trabajos y después se indica la diferencia con cada uno.



Morales Acosta (2001) hace un análisis 2D por elementos finitos de la rodilla con elementos tipo Shell en el sistema Cosmos/M. La geometría de la rodilla se obtuvo con una radiografía y se encuentra en posición de flexión. Los músculos, tendones y ligamentos se modelan como fuerzas distribuidas aplicadas a los huesos de fémur, tibia y rótula. El hueso esponjoso y el cartílago se modelaron como linealmente isotrópicos y el hueso compacto como linealmente ortotrópico. Se hace un análisis FEM de cada hueso por separado. No se modela la acción de los meniscos pero se reconoce su importancia.

En el trabajo de Trinidad Apanco (2008) y en el de González García y Arocha Ordaz (2008) se hace un análisis 3D de elemento finito de la rodilla mediante NX5 en la posición de extensión. Los modelos de los huesos fueron proporcionados por la DGSCA. Cada trabajo analiza un instante diferente durante la marcha humana. Trinidad Apanco estudia la rodilla justo después de que el talón contacta con el piso, por otro lado González García estudia la rodilla durante la fase de soporte terminal o empuje. En ambos trabajos se analizan dos casos, en el primero se aplica una carga de compresión en la parte inferior de la tibia y se empotra la parte superior del fémur. En el segundo caso además de la carga y el empotramiento anteriores se aplica un par de fuerzas en la parte distal de la tibia. Se asumió el comportamiento de los huesos (fémur, tibia, peroné y rótula) sólo como hueso cortical y éste se consideró homogéneo, isotrópico y lineal al igual que los tendones, músculos y ligamentos. Estos 3 últimos tienen las mismas propiedades.

Este trabajo se diferencia de los trabajos mencionados arriba en lo siguiente:

- La reconstrucción de la geometría de la rodilla es por medio de tomografías.
- A diferencia del trabajo de Morales Acosta, el modelo generado es en 3D y los tendones y ligamentos no se consideran como fuerzas aplicadas sino como geometrías volumétricas.
- Los materiales asignados que constituyen un paso más para acercarse a la realidad, ya que Trinidad Apanco y González García consideran los huesos sólo como corticales y en el modelo de rodilla de este trabajo se simula el tejido óseo tanto cortical como trabecular de fémur, tibia y peroné, así como meniscos y ligamentos, los cuales tienen propiedades diferentes entre ellos.
- La metodología propuesta que plantea diferentes caminos para pasar de tomografías en Mimics a un análisis por elementos finitos en Abaqus.

El contenido de cada capítulo se explica a continuación:

- En el Capítulo 1 se describen los componentes de la rodilla humana, los movimientos que lleva a cabo y las patologías que pueden conducir al uso de una prótesis de rodilla.
- El capítulo 2 se refiere al ciclo de la marcha humana, las fases que lo componen, los parámetros espaciales y temporales que lo describen, así como el movimiento del centro de gravedad del cuerpo humano durante la marcha.
- El Capítulo 3 trata de la incidencia en México de las enfermedades descritas al final del Capítulo 1, el número de prótesis implantadas en algunos hospitales en el país y el costo de las prótesis de rodilla. Estos datos demuestran una necesidad cuyo primer paso para cubrirla es la obtención de un modelo computacional de la rodilla que permita estudiarla bajo la condición más crítica durante la marcha.
- En el Capítulo 4 se describe el caso de estudio, se muestra la metodología seguida y las actividades realizadas hasta obtener la malla volumétrica de elementos finitos.
- En el Capítulo 5 se muestran y discuten los resultados obtenidos en el sistema Abaqus.
- El Capítulo 6 contiene las conclusiones del trabajo realizado.

Capítulo

1

**La Articulación
de la Rodilla**



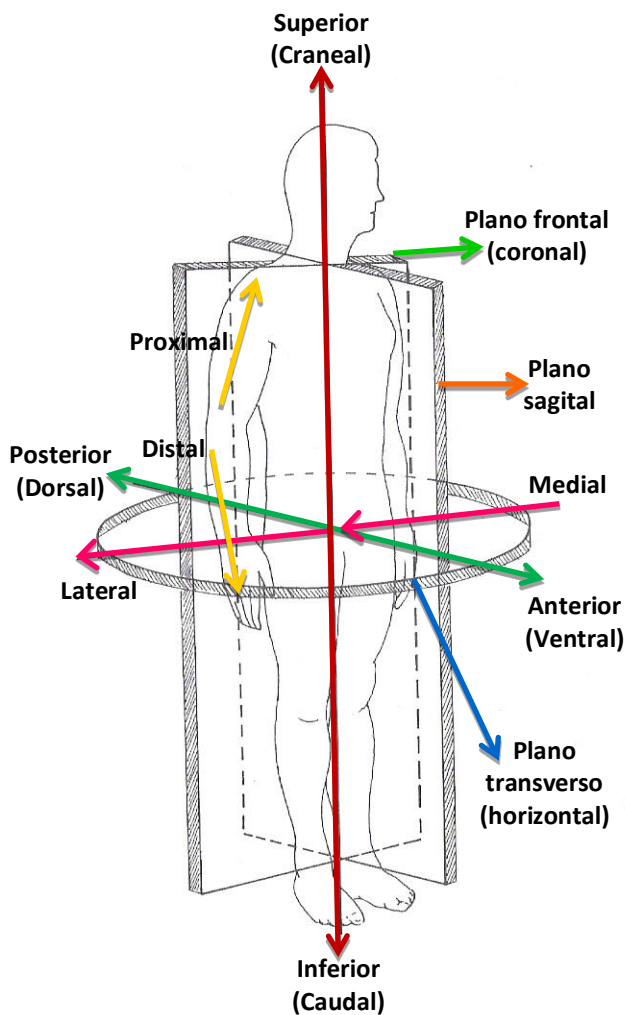
CAPÍTULO 1. LA ARTICULACIÓN DE LA RODILLA

1.1 Anatomía de la rodilla

1.1.1 Introducción

El término anatomía proviene de la palabra griega *temnein*, que significa cortar (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010) debido a que la forma básica de conocer el cuerpo humano es mediante cortes o disecciones (Cohen, 2010). La anatomía, por lo tanto, analiza la forma, la ubicación, la disposición y la relación entre sí de los órganos que forman parte de un ser vivo.

La anatomía divide el cuerpo a lo largo de tres planos (Figura 1-1):



1. **Frontal.** Divide al cuerpo en una sección anterior o ventral (frente), y una posterior o dorsal (atrás). También se le llama plano coronal.

2. **Sagital.** Corta el cuerpo en dos, separándolo en una porción derecha e izquierda. Si el plano atraviesa la línea media del cuerpo, se le llama plano medio sagital.

3. **Transverso.** El corte se hace horizontalmente dividiendo al cuerpo en una parte superior y en una inferior. También se le llama plano horizontal (Cohen, 2010).

Figura 1-1. Planos anatómicos
(Nordin & Frankel, 2004)



Los principales términos para describir las direcciones del cuerpo (Figura 1-1) son:

- *Superior*. Encima de otra estructura.
- *Proximal*. Cercano al origen de una estructura.
- *Ventral o anterior*. Delante de otra estructura.
- *Cranial*. Cercano a la cabeza.
- *Medial*. Cercano a la línea media del cuerpo.
- *Inferior*. Abajo, lo más bajo
- *Distal*. Alejado del origen de una estructura.
- *Dorsal o posterior*. Localizaciones cercanas a la espalda.
- *Caudal*. Cercano a la región sacra de la columna vertebral.
- *Lateral*. Apartado de la línea media.

La articulación de la rodilla es la articulación sinovial¹ más grande y compleja del cuerpo. A diferencia de la cadera, en la que las superficies articulares son altamente concordantes, en la rodilla no lo son. La articulación de la rodilla consiste en tres articulaciones con una cavidad sinovial en común (Tortora & Derrickson, 2006):

1. La externa es la articulación tibiofemoral, entre el cóndilo lateral del fémur, menisco lateral y el cóndilo lateral de la tibia. Es una articulación en bisagra modificada.
2. La interna es la segunda articulación tibiofemoral, entre el cóndilo medial del fémur, menisco medial y el cóndilo medial de la tibia. También es una articulación en bisagra modificada.
3. Una articulación intermedia femorrotuliana, entre la rótula y la cara rotuliana del fémur; es una articulación plana.

La rodilla, al ser una articulación sinovial, presenta una cápsula articular consistente en una membrana sinovial interna y una membrana fibrosa externa.

La articulación tibio-peronea superior no forma parte de la articulación de la rodilla, ya que, al estar fuera del contenido capsular de la rodilla, puede ser considerada como una articulación independiente y diferenciada. Los huesos que componen la rodilla son, por lo tanto, fémur, tibia y rótula.

La Rodilla presenta una dirección oblicua hacia adentro, ya que la distancia entre las caderas es mayor que entre las rodillas. Para compensar en parte este acercamiento de ambos fémures al eje corporal, las tibias se separan. La rodilla adquiere así el aspecto de una articulación angulada en valgo². El conjunto de los dos miembros inferiores debería presentar, por lo tanto, la forma de una X.

¹ Articulación sinovial. Tipo de articulación en la que los huesos que la conforman se encuentran separados por una estrecha cavidad articular, la cual contiene una pequeña cantidad de líquido sinovial. Las superficies articulares de los huesos están cubiertas por cartílago hialino y la cavidad articular está limitada por una cápsula articular.

² Valgo. Que está dirigido hacia afuera. Se aplica a las extremidades dirigidas hacia afuera en relación con el eje del cuerpo.



1.1.2 Componentes óseos de la rodilla

Fémur

El fémur se extiende desde la cadera hasta la rodilla. Es el hueso de mayor longitud del organismo y constituye por sí solo el esqueleto del muslo. Está formado por un cuerpo (diáfisis) y dos extremidades (epífisis). En su extremidad proximal o superior presenta una porción redondeada llamada cabeza, una zona angosta o cuello y dos salientes llamadas trocánter mayor y trocánter menor (Higashida Hirose, 2001).

La diáfisis del fémur presenta una sección triangular (Figura 1-2C). Los bordes medial y lateral de la diáfisis son redondeados (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010), mientras que sobre la superficie posterior hay un largo reborde central, la línea áspera, donde se insertan los músculos de la cadera (Cohen, 2010). En las regiones proximal y distal del fémur, la línea áspera se ensancha hasta formar una superficie posterior adicional (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010).

El extremo distal o inferior del fémur se caracteriza por dos grandes cóndilos que se articulan con la cabeza proximal de la tibia. Los cóndilos están separados a nivel posterior por una fosa intercondílea y se unen a nivel anterior donde se articulan con la rótula en la superficie rotular o tróclea femoral. Las superficies de los cóndilos que se articulan con la tibia son redondeadas a nivel posterior y se aplanan a nivel inferior.

Las paredes de la fosa intercondílea tienen dos carillas para la inserción superior de los ligamentos cruzados que estabilizan la articulación de la rodilla. La pared formada por la superficie lateral del

cóndilo medial tiene una gran carilla oval para la inserción del extremo proximal del ligamento cruzado posterior (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010).

La pared formada por la superficie medial del cóndilo lateral tiene una carilla oval para la inserción del extremo proximal del ligamento cruzado anterior.

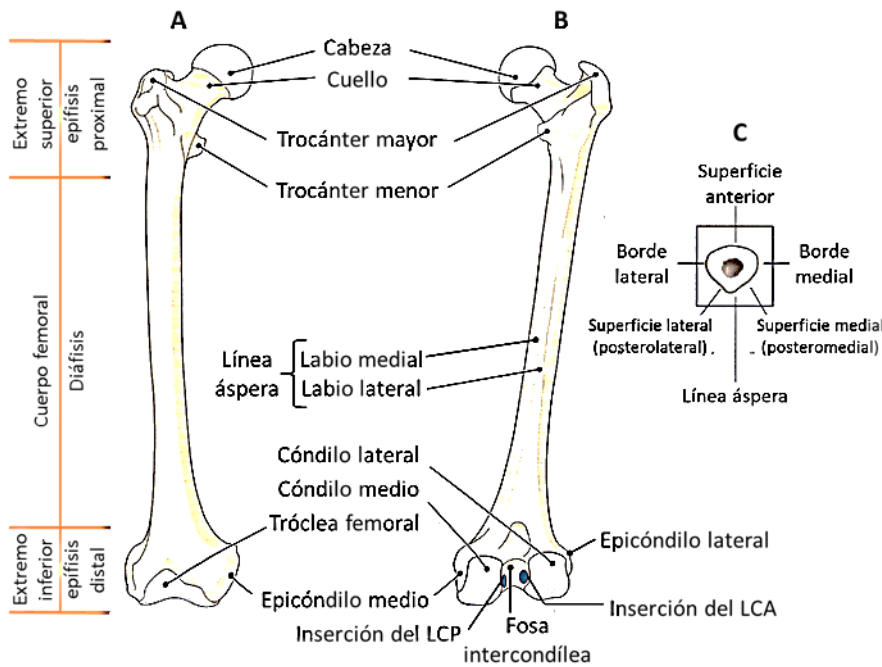


Figura 1-2 Fémur derecho

A. Vista anterior B. Vista posterior C. Sección transversal de la diáfisis del fémur

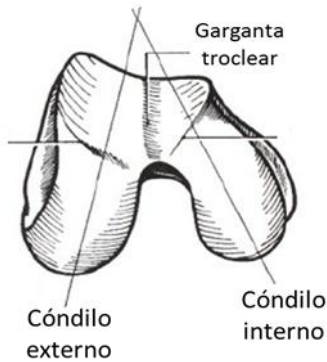


Figura 1-3 Cóndilos femorales
(Kapandji, 2001)

Los epicóndilos, para la inserción de los ligamentos colaterales de la articulación de la rodilla, son elevaciones óseas en las superficies externas no articulares de los cóndilos (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010).

Los cóndilos femorales no son estrictamente idénticos: sus grandes ejes anteroposteriores no son paralelos, sino divergentes hacia atrás; además el cóndilo interno diverge más que el externo y es también más estrecho (Figura 1-3). La carilla externa de la tróclea es más prominente que la interna (Kapandji, 2001).

Rótula

La rótula es el mayor hueso sesamoideo³ del cuerpo y está formado dentro del tendón del músculo cuádriceps femoral (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010).

La rótula es triangular. Su vértice apunta hacia abajo para la inserción del ligamento rotuliano, que conecta la rótula la tibia (Figura 1-4). Su base es ancha y gruesa para la inserción del músculo cuádriceps femoral desde arriba. Su superficie posterior se articula con el fémur y tiene las carillas medial y lateral. La carilla lateral es mayor que la medial para articularse con la superficie mayor correspondiente del cóndilo lateral del fémur.

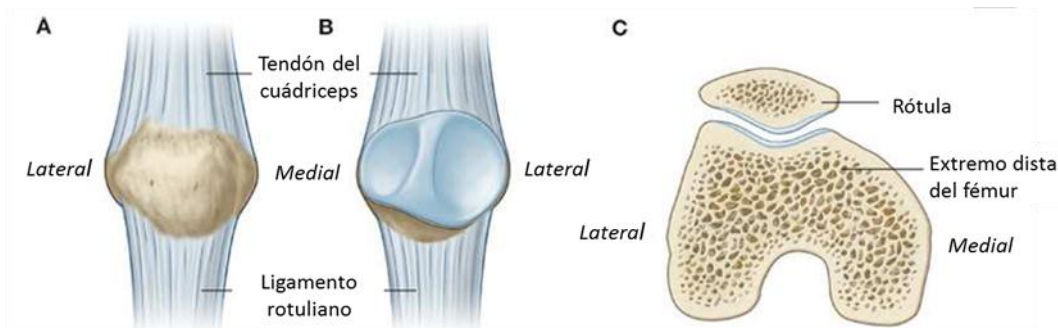


Figura 1-4 Rótula
A. Vista anterior B. Vista posterior C. Vista superior
(Drake, Vogl, & Mitchell, 2010)

³ Sesamoideo. Hueso formado dentro de un tendón muscular o una cápsula articular (Cohen, 2010).



Tibia

El esqueleto de la pierna está constituido por la tibia y la fíbula (peroné) (Figura 1-5). La tibia es el hueso más grande de la pierna y se localiza en la parte medial (interna) de ésta (Higashida Hirose, 2001).

La diáfisis de la tibia tiene una sección triangular, por lo tanto, tres superficies (posterior, medial y lateral) y tres bordes (anterior, interóseo y medial) (Figura 1-6C). Los músculos sartorio, grácil y semitendinoso se insertan en la superficie medial.

El extremo proximal de la tibia se expande en el plano transverso para soportar el peso y consta de un cóndilo medial y un cóndilo lateral, que están aplanados en el plano horizontal.

Los cóndilos tibiales son unos gruesos discos horizontales de hueso unidos a la porción más alta de la diáfisis tibial (Figura 1-6A). La superficie articular medial es más grande, oval y cóncava en ambos sentidos. La superficie articular lateral es menor, redondeada y cóncava transversalmente, si bien es convexa de la parte anterior a la posterior. (Palastanga, Field, & Soames, 2000)

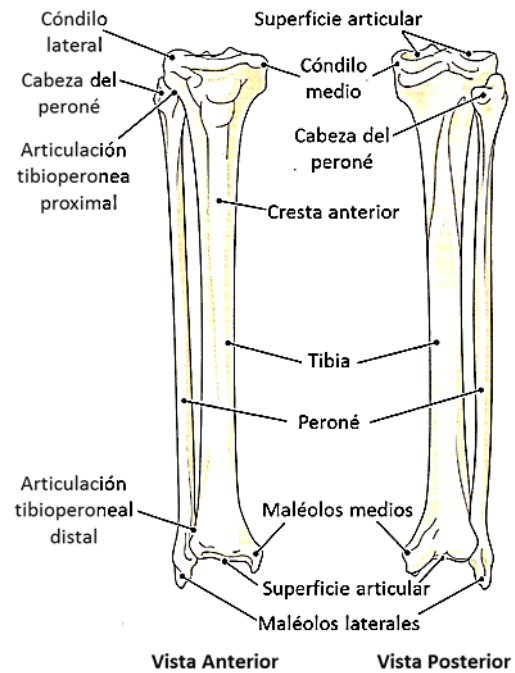


Figura 1-5 Tibia y peroné de la pierna derecha (Cohen, 2010)

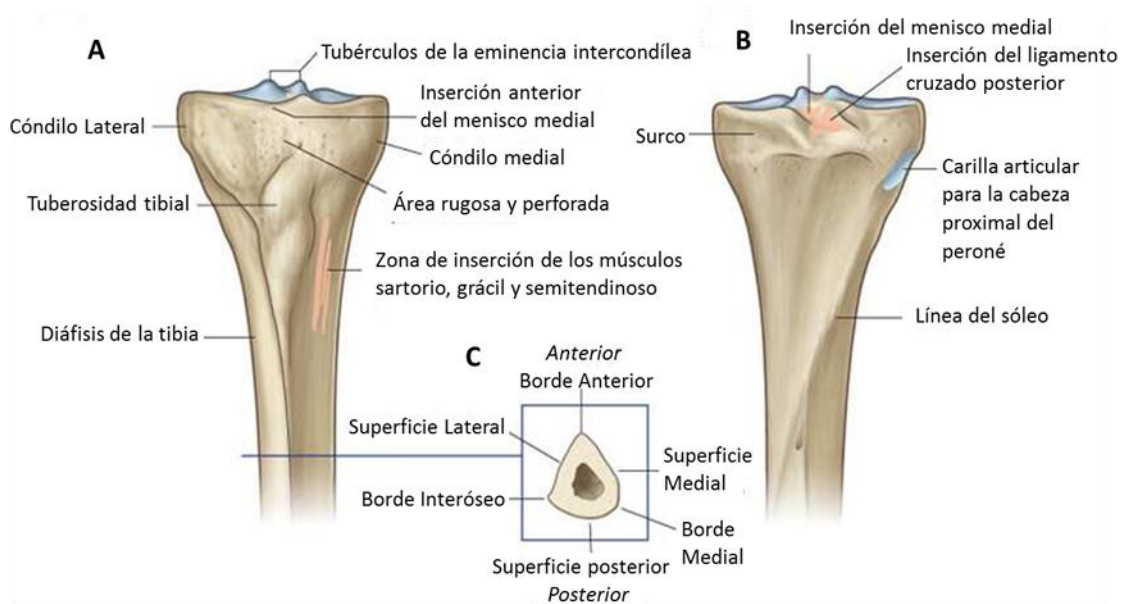


Figura 1-6 Extremo proximal de la tibia. A) Vista anterior. B) Vista Posterior. C) Sección transversal de la diáfisis de la tibia. (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010)



Las superficies articulares de los cóndilos medial y lateral, junto con la región intercondílea forman una meseta tibial que se articula con el extremo distal del fémur (Figura 1-7). Las superficies articulares superiores de los cóndilos lateral y medial son cóncavas, sobre todo a nivel central. Los bordes externos de las superficies son más planos y constituyen las regiones que contactan con los discos interarticulares (meniscos) de fibrocartílago de la articulación de la rodilla.

Por debajo de la superficie del cóndilo lateral existe una carilla articular que se articula con la cabeza proximal del peroné (Figura 1-6 B)

La región intercondílea de la meseta tibial es estrecha a nivel central donde se eleva para formar la eminencia intercondílea, cuyos lados están más elevados para formar los tubérculos intercondíleos medial y lateral.

La región intercondílea tiene seis carillas diferentes para la inserción de los meniscos y para los ligamentos fuertes (ligamentos cruzados) (Figura 1-7).

El área intercondílea anterior se ensancha y tiene tres carillas: la carilla más anterior es para la inserción del extremo anterior del menisco medial, la siguiente carilla es para la inserción del ligamento cruzado anterior y lateral a ésta, hay otra carilla para la inserción del extremo anterior del menisco lateral.

El área intercondílea posterior también tiene tres carillas para inserciones: la carilla más anterior es para la inserción del asta posterior del menisco lateral, después está la zona de inserción para el asta posterior del menisco medial y por detrás de ésta se encuentra la carilla para la inserción del ligamento cruzado posterior.

Por debajo de los cóndilos, en la parte proximal de la diáfisis, hay una gran tuberosidad tibial (Figura 1-6A) y unas rugosidades para inserciones musculares y ligamentosas, así como numerosos pequeños agujeros nutricios para los vasos sanguíneos. La tuberosidad tibial es una cresta afilada anterior que se puede palpar y constituye la zona de inserción del ligamento rotuliano, que es una continuación del tendón del cuádriceps femoral por debajo de la rótula.

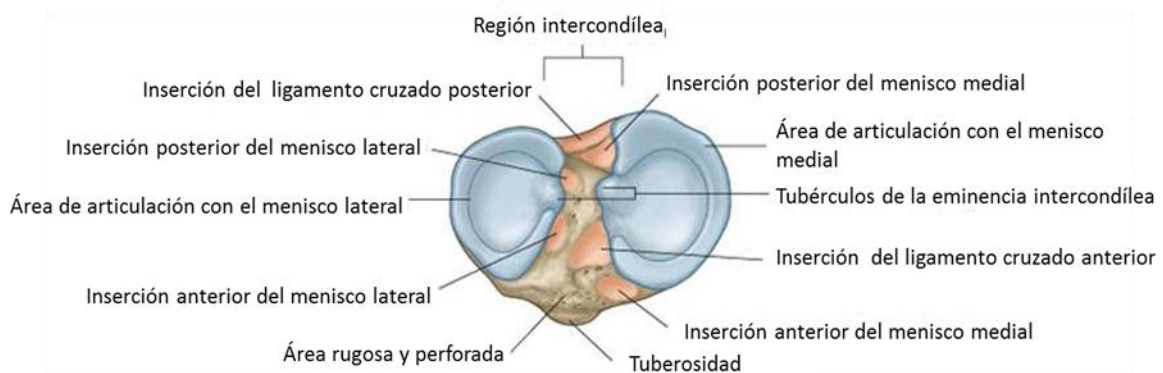


Figura 1-7 Vista superior del extremo proximal de la tibia, meseta tibial.
(Drake, Vogl, & Mitchell, 2010)

1.1.3 Superficies Articulares

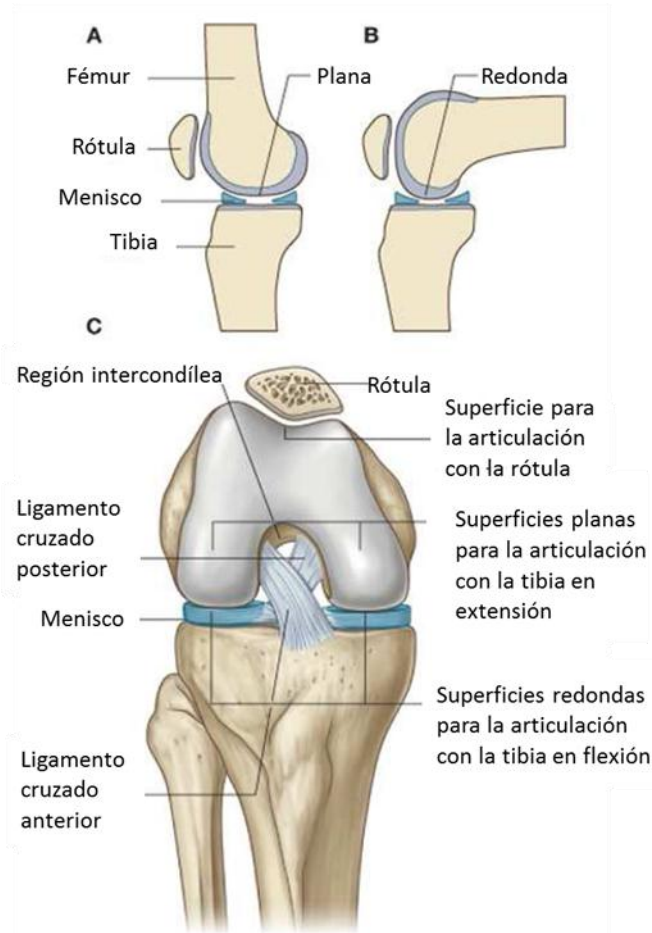


Figura 1-8 Superficies articulares de la articulación de la rodilla.
A.Extendida B.Flexionada C.Vista anterior (flexionada).
(Drake, Vogl, & Mitchell, 2010)

que las superficies que se articulan en extensión completa son planas. Las superficies articulares están todas dentro de una única cavidad articular al igual que los meniscos.

Las superficies articulares de los huesos que contribuyen a la articulación de la rodilla están cubiertos por cartílago hialino⁴, por esto las superficies óseas no contactan normalmente entre sí de forma directa. Las principales superficies implicadas son (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010):

- Los dos cóndilos femorales.
- Las superficies adyacentes de la cara superior de los cóndilos tibiales.

Las superficies articulares existentes entre el fémur y la rótula son el surco en forma de V situado sobre la superficie anterior del extremo distal del fémur, donde se unen los dos cóndilos, y las superficies adyacentes de la cara posterior de la rótula.

Las superficies de los cóndilos femorales que se articulan con la tibia en flexión de la rodilla son curvas o redondeadas (Figura 1-8), mientras

⁴ El cartílago es un tejido conectivo especializado que no posee nervios, vasos sanguíneos ni vasos linfáticos. El cartílago Hialino es uno de los tres tipos de cartílago que existen en el cuerpo (Hialino, Elástico y Fibroso) y es el más abundante en el organismo. Éste recibe su nombre por su aspecto: blanco perlado y translúcido, semejante a vidrio. Una capa delgada de cartílago hialino cubre las superficies articulares de los huesos.



1.1.4 Meniscos

Los meniscos son cartílagos fibrosos en forma de C. Existen dos meniscos en la articulación de la rodilla: uno medial y el otro lateral (Figura 1-9). Ambos están insertados por cada extremo a carillas situadas en la región intercondílea de la meseta tibial. El menisco medial se inserta alrededor de su borde a la cápsula de la articulación y al ligamento colateral tibial (medial), mientras que el menisco lateral no está unido a la cápsula. Por tanto el menisco lateral es más móvil que el medial.

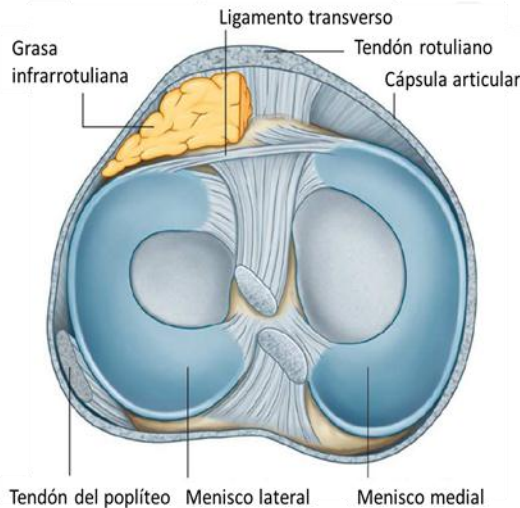


Figura 1-9 Meniscos de la articulación de la rodilla. (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010)

Los meniscos se interconectan a nivel anterior por el ligamento transverso de la rodilla. El menisco lateral está separado del ligamento lateral externo por el tendón del poplíteo. El músculo poplíteo está conectado al menisco lateral y pasa a nivel superolateral entre este menisco y la cápsula para insertarse en el fémur.

Los cuernos del menisco externo o lateral están más próximos entre sí que los del interno o medial, además el menisco externo forma un anillo casi completo, como una O, mientras que el interno se parece más a una media luna, como una C.

Los meniscos mejoran la congruencia entre los cóndilos femorales y tibiales durante los movimientos articulares, donde la superficie de los cóndilos femorales que se articula con la meseta tibial varía desde pequeñas superficies curvadas en flexión a grandes superficies planas en extensión. Los meniscos también absorben las fuerzas de compresión.

Una vista superior de los meniscos sobre la glenoides⁵ muestra que a partir de la posición de extensión (Figura 1-10 A) los meniscos retroceden de manera desigual: en flexión (Figura 1-10 B) el menisco externo (Me) ha retrocedido dos veces más que el interno. De hecho el recorrido del menisco interno es de 6 mm, mientras que el del externo es de 12 mm.

Al mismo tiempo que retroceden los meniscos se deforman. Esto se debe a que tienen dos puntos fijos, sus cuernos, mientras que el resto es móvil. El menisco externo se deforma y se desplaza más que el interno, puesto que las inserciones de sus cuernos están más próximas.

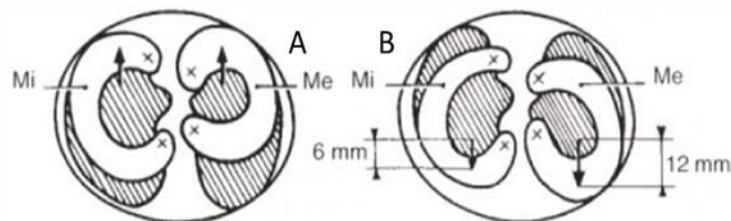


Figura 1-10 Desplazamiento de los meniscos en extensión y flexión. (Kapandji, 2001)

⁵ Glenoides. Nombre de las cavidades articulares poco profundas, en este caso se refiere a la superficie articular de la tibia.



1.1.5 Componentes de la cápsula articular de la rodilla

La rodilla, al ser una articulación sinovial presenta una cápsula articular consistente en una membrana sinovial interna y una membrana fibrosa externa.

Membrana sinovial

La membrana sinovial de la articulación de la rodilla se inserta en los bordes de las superficies articulares y en los bordes superior e inferior de los meniscos, es decir, se fija a los márgenes de las superficies articulares en la interfase entre el cartílago y el hueso, y envuelve la cavidad articular (Figura 1-11A). Los ligamentos cruzados están fuera de la cavidad articular, pero incluidos dentro de la membrana fibrosa de la articulación de la rodilla. La membrana sinovial da la vuelta hacia adelante alrededor de ambos ligamentos, por lo que los excluye de la cavidad articular.

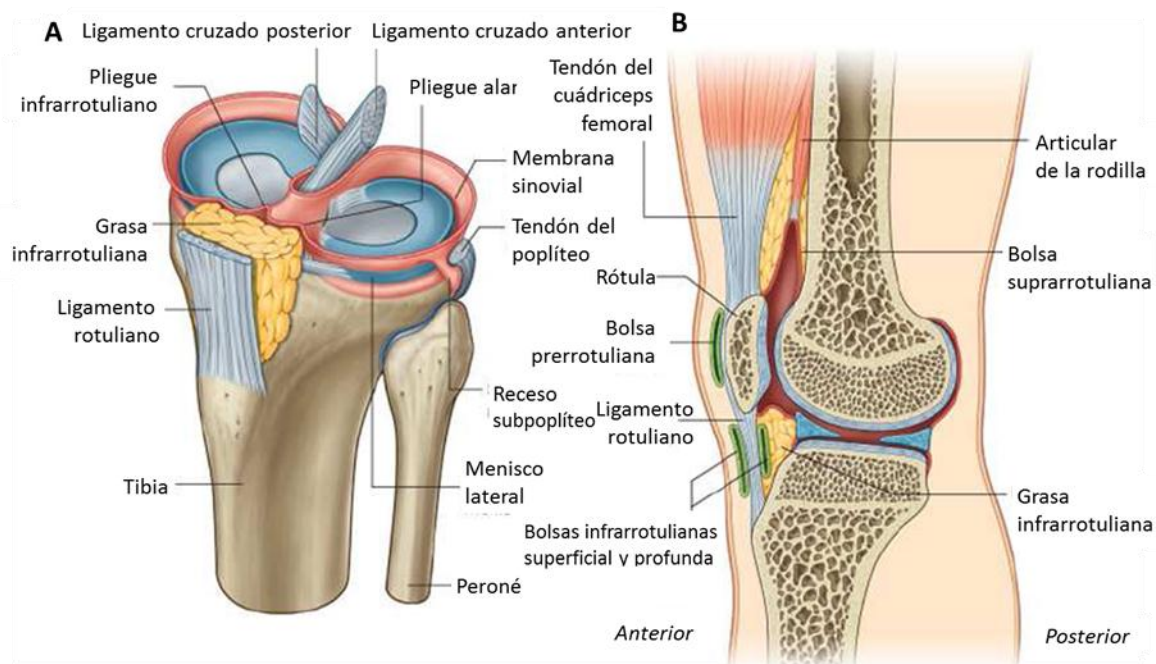


Figura 1-11 Membrana sinovial de la articulación de la rodilla y bolsas sinoviales asociadas.

A. Vista superolateral; no se muestran el fémur ni la rótula B. Sección sagital paramediana a través de la rodilla.
(Drake, Vogl, & Mitchell, 2010)

A nivel anterior, la membrana sinovial está separada del ligamento rotuliano por un cuerpo adiposo infrarrotuliano. A cada lado de la almohadilla la membrana sinovial forma un borde ribeteado (un pliegue alar), que se proyecta hacia la cavidad articular. Además la membrana sinovial que cubre la parte inferior de la almohadilla grasa infrarrotuliana se eleva en un pliegue agudo de la línea media dirigido en sentido posterior (el pliegue sinovial infrarrotuliano), que se inserta en el borde de la fosa intercondílea del fémur.

La membrana sinovial de la articulación de la rodilla forma bolsas en dos localizaciones para proporcionar superficies de baja fricción para el movimiento de los tendones asociados con la articulación. La menor de estas expansiones es el receso subpoplíteo (Figura 1-11 A), que se dispone entre el menisco lateral y el tendón del músculo poplíteo.



La segunda expansión es la bolsa suprarrotuliana (Figura 1-11 B), una gran bolsa sinovial que es continuación de la cavidad articular por arriba entre el extremo distal de la diáfisis del fémur y el músculo cuádriceps femoral y su tendón. El vértice de esta bolsa se inserta en el pequeño músculo articular de la rodilla, que tira de ella alejándola de la articulación durante la extensión de la rodilla.

Otras bolsas asociadas con la rodilla, pero que normalmente no se comunican con la cavidad articular, son la bolsa prerrotuliana subcutánea, las bolsas infrarrotulianas profunda y subcutánea, y otras numerosas bolsas asociadas con tendones y ligamentos que hay alrededor de la articulación (Figura 1-11B).

Membrana fibrosa

La membrana fibrosa de la cápsula articular de la articulación de la rodilla es extensa y está formada en parte y reforzada por extensiones de los tendones de los músculos vecinos (Figura 1-12), ésta estabiliza la articulación. En general rodea la cavidad articular y la región intercondílea. En algunas zonas la membrana fibrosa se funde con los ligamentos, pero esto no quiere decir que sean lo mismo ya que la membrana fibrosa es tejido conectivo denso irregular y los ligamentos son tejido conectivo denso regular (fibras paralelas). Los ligamentos refuerzan la articulación.

El extremo superior del músculo poplíteo pasa a través de una abertura situada en la cara posterolateral de la membrana fibrosa (Figura 1-12 B) y está encerrado por ella en la zona de tendón, que circula alrededor de la articulación hasta insertarse en la cara lateral del cóndilo femoral lateral.

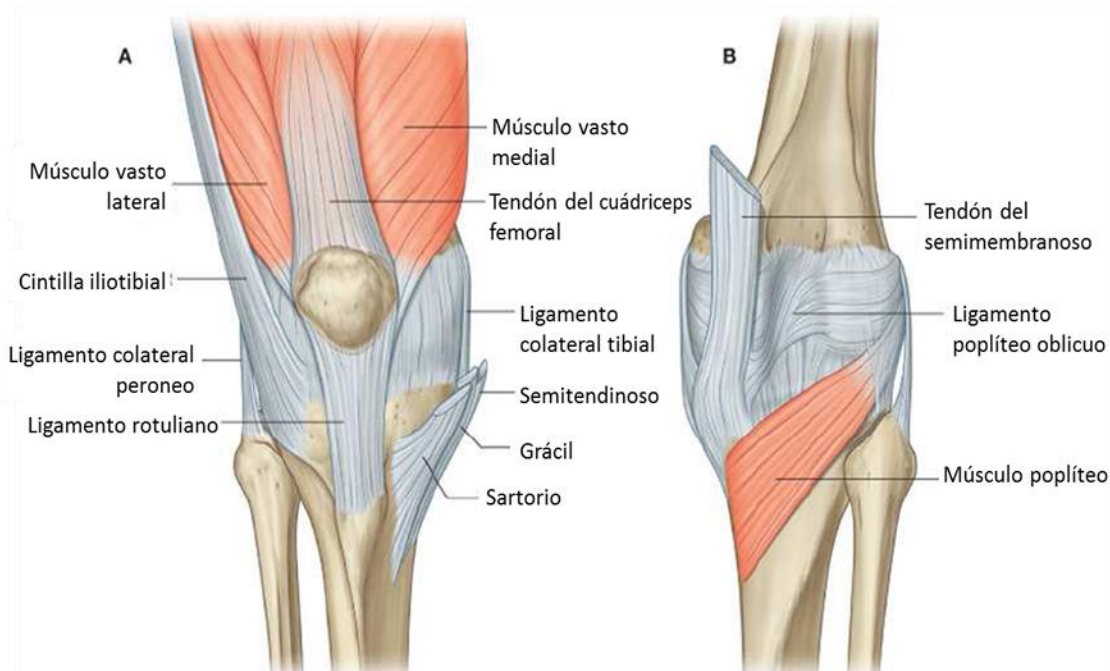


Figura 1-12 Membrana fibrosa de la cápsula articular de la articulación de la rodilla.

A. Vista anterior B. Vista posterior
(Drake, Vogl, & Mitchell, 2010)



1.1.6 Ligamentos

Los ligamentos conectan un hueso a otro hueso y guían el movimiento articular. Los principales ligamentos asociados con la articulación de la rodilla son: el ligamento rotuliano, los ligamentos colaterales tibial (medial) y peroneo (lateral), y los ligamentos cruzados anterior y posterior.

El ligamento rotuliano es básicamente la continuación del tendón del cuádriceps⁶ femoral por debajo de la rótula (Figura 1-13). Se inserta por encima a los bordes y al vértice de la rótula, y por debajo a la tuberosidad tibial.

Los ligamentos colaterales, uno a cada lado de la articulación, estabilizan el movimiento en bisagra de la rodilla (Figura 1-13) y refuerzan la cápsula articular por su lado interno y externo. Los ligamentos laterales se tensan en la extensión y se distienden en la flexión.

El ligamento colateral peroneo (lateral) (Figura 1-13 A) en forma de cordón se inserta a nivel superior al epicóndilo femoral lateral, justo por encima del surco para el tendón del poplíteo. A nivel inferior se inserta en una depresión de la superficie lateral de la cabeza del peroné. Esta separado de la cápsula articular por una bolsa.

El ligamento colateral tibial (medial), ancho y plano, se inserta en gran parte de su superficie profunda en la membrana fibrosa subyacente (Figura 1-13 B). Está anclado a nivel superior al epicóndilo femoral medial, justo por debajo del tubérculo aductor, y desciende a nivel anterior para insertarse en el borde medial y la superficie medial de la tibia por encima y por detrás de la inserción de los tendones del sartorio, el grácil y el semitendinoso.

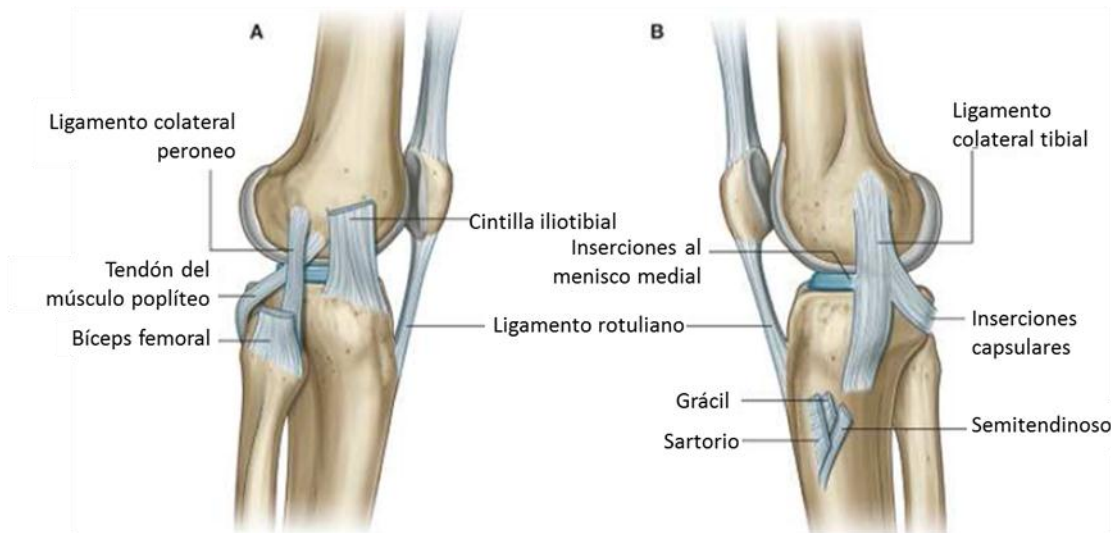


Figura 1-13 Ligamentos colaterales de la articulación de la rodilla.

A. Vista lateral B. Vista medial
(Drake, Vogl, & Mitchell, 2010)

⁶ Tendón del cuádriceps. Los tendones unen músculo con hueso. Las 4 cabezas del músculo del cuádriceps se unen en el tendón del cuádriceps, que llega a la base de la patela, envuelve por delante a la patela y llega al ligamento rotuliano que se fija a la tuberosidad de la tibia.



Los dos ligamentos cruzados están en la región intercondílea de la rodilla y conectan el fémur y la tibia (Figura 1-14). Se denominan

cruzados (en latín *cruciatae*) porque se cruzan entre sí en el plano sagital entre sus inserciones tibial y femoral:

El ligamento cruzado anterior se inserta en una carilla de la parte anterior del área intercondílea de la tibia, y asciende en sentido posterior para insertarse en una carilla de la porción posterior de la pared lateral de la fosa intercondílea del fémur.

El ligamento cruzado posterior se inserta en la cara posterior del área intercondílea de la tibia y asciende en sentido anterior para insertarse en la pared medial de la fosa intercondílea del fémur.

El ligamento cruzado anterior evita el desplazamiento anterior de la tibia respecto del fémur y se tensa en extensión, mientras que el ligamento cruzado posterior limita el desplazamiento posterior y se tensa en flexión.

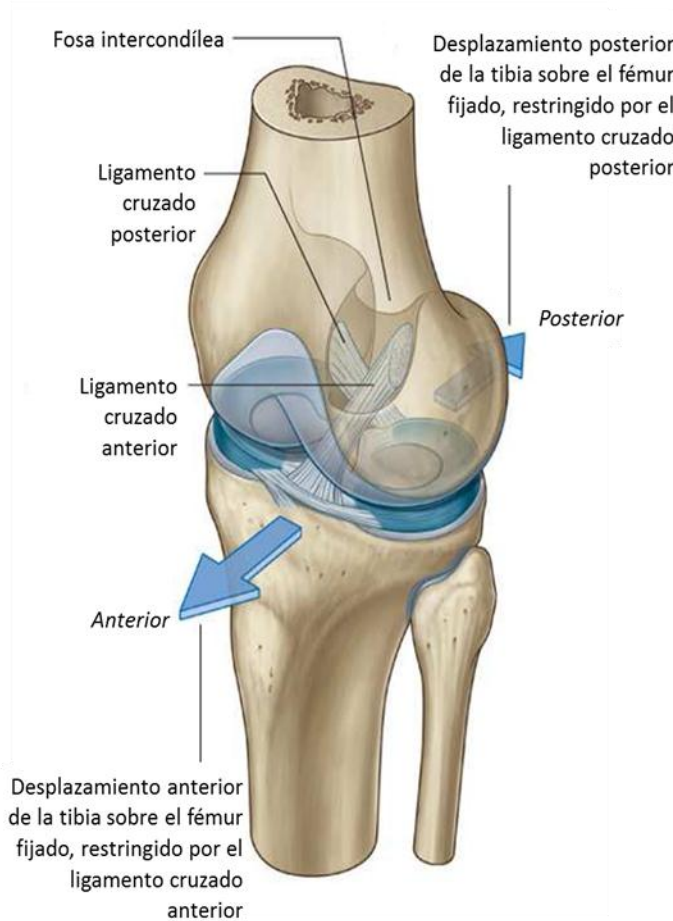


Figura 1-14 Ligamentos cruzados de la articulación de la rodilla. (Drake, Vogl, & Mitchell, 2010)

En extensión (Figura 1-15) el ligamento cruzado anterior (LCA) es más vertical, mientras que el posterior (LCP) es más horizontal. Con la rodilla flexionada el LCP, horizontalizado durante la extensión, se endereza verticalmente, describiendo un arco de círculo de más de 60° con respecto a la tibia, mientras que el LCA solo se endereza un poco.

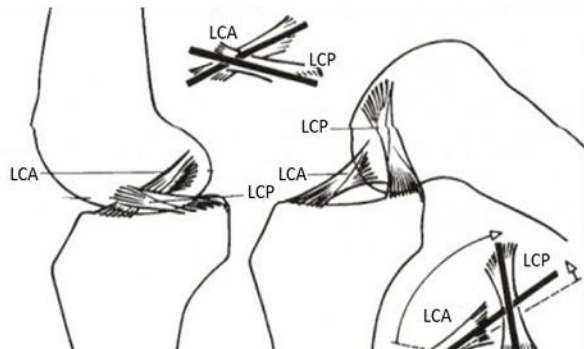


Figura 1-15 Dirección de los ligamentos cruzados. (Kapandji, 2001)



1.2 Fisiología de la Rodilla

1.2.1 Los Ejes de la articulación de la Rodilla



Figura 1-16
(Kapandji, 2001)

El primer grado de libertad de la rodilla es el movimiento de flexoextensión alrededor del eje transversal XX' (Figura 1-16). Dicho eje atraviesa horizontalmente los cóndilos femorales.

El eje de la diáfisis femoral no está situado, exactamente, en la prolongación del eje del esqueleto de la pierna (Figura 1-17), y forma con este último un ángulo obtuso, abierto hacia adentro, de 170°-175°; se trata del valgus fisiológico de la rodilla.

Sin embargo, los 3 centros articulares de la cadera (H), de la rodilla (O) y del tobillo (C) están alineados en una misma recta HOC, que representa el eje mecánico del miembro inferior. En la pierna, este eje se confunde con el eje del esqueleto; sin embargo en el muslo, el eje mecánico HO forma un ángulo de 6° con el eje del fémur. Por otra parte, el hecho de que las caderas estén más separadas entre sí que los tobillos hace que el eje mecánico del miembro inferior sea ligeramente oblicuo hacia abajo y adentro, formando un ángulo de 3° con la vertical. Este ángulo será más abierto cuanto más amplia sea la pelvis, como es el caso de la mujer.

Al ser horizontal el eje de flexoextensión XX', no constituye la bisectriz (Ob) del ángulo de valgus: se miden 81° entre XX' y el eje del fémur y 93° entre XX' y el eje de la pierna. De lo cual se deduce que en máxima flexión, el eje de la pierna no se sitúa exactamente detrás del eje del fémur, sino por detrás y un poco hacia adentro, lo que desplaza el talón hacia el plano de simetría.

El segundo grado de libertad consiste en la rotación alrededor del eje longitudinal YY' de la pierna (Figura 1-16), con la rodilla en flexión. La estructura de la rodilla hace esta rotación imposible cuando la articulación está en máxima extensión. En este caso la rotación axial ya no se localiza en la rodilla, sino en la cadera que la suple.

El eje ZZ' (Figura 1-16) no presupone un tercer grado de libertad: cuando la rodilla está flexionada cierta holgura mecánica permite movimientos de lateralidad de 1 a 2 cm. en el tobillo; pero en extensión completa, estos movimientos de lateralidad desaparecen totalmente.

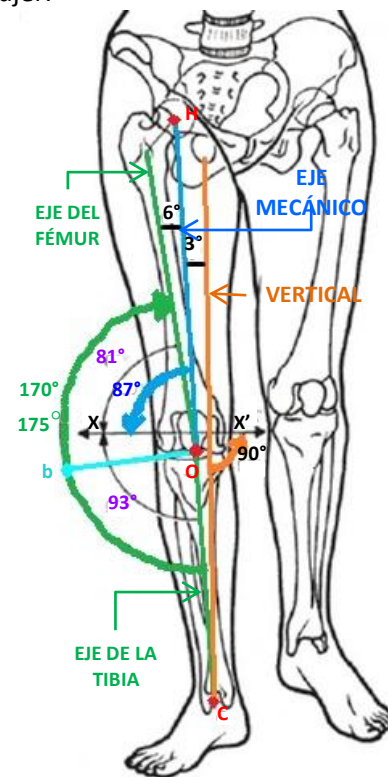


Figura 1-17
(Kapandji, 2001)

1.2.2 Mecanismo de Bloqueo

La articulación de la rodilla es relativamente débil mecánicamente debido a la incongruencia de sus superficies articulares, lo cual ha sido comparado con dos bolas situadas en un tablero combado. La estabilidad de la articulación de la rodilla depende de (Moore & Dalley II, 2007):

- 1) La fuerza y acciones de los músculos de alrededor y de sus tendones.
- 2) Los ligamentos que conectan el fémur y la tibia.

De estos soportes los músculos son los más importantes, por lo tanto, muchas lesiones deportivas son prevenibles mediante acondicionamiento y entrenamiento apropiados. El principal músculo estabilizador de la articulación de la rodilla es el cuádriceps femoral.

Durante la bipedestación, la articulación de la rodilla está “bloqueada” en su posición, lo que reduce el trabajo muscular necesario para mantenerla (Figura 1-18). El primer componente del mecanismo de bloqueo es el cambio en la forma y tamaño de las superficies femorales que se articulan con la tibia. En flexión, las superficies son las áreas curvas y redondeadas de las caras posteriores de los cóndilos femorales, a medida que se extiende la rodilla, las superficies se mueven hacia las áreas anchas y planas situadas en las caras inferiores de los cóndilos.

En consecuencia, las superficies articulares se hacen mayores y más estables en extensión.

El segundo componente del mecanismo de bloqueo es la rotación medial del fémur sobre la tibia durante la extensión. La rotación medial y la extensión completa tensan todos los ligamentos asociados.

La tercera característica que mantiene la rodilla cuando se está en bipedestación es que el centro de gravedad del cuerpo está colocado a lo largo de una línea vertical que pasa por delante de la articulación de la rodilla. El músculo poplíteo desbloquea la rodilla al iniciar la rotación lateral del fémur sobre la tibia.

Por lo anterior, la posición recta y extendida es la posición más estable de la rodilla. En esta posición las superficies articulares son más congruentes (se minimiza el contacto en todas las otras posiciones), los ligamentos principales de la articulación (colaterales y cruzados) están tensos y los diferentes tendones que están alrededor de la articulación proporcionan un

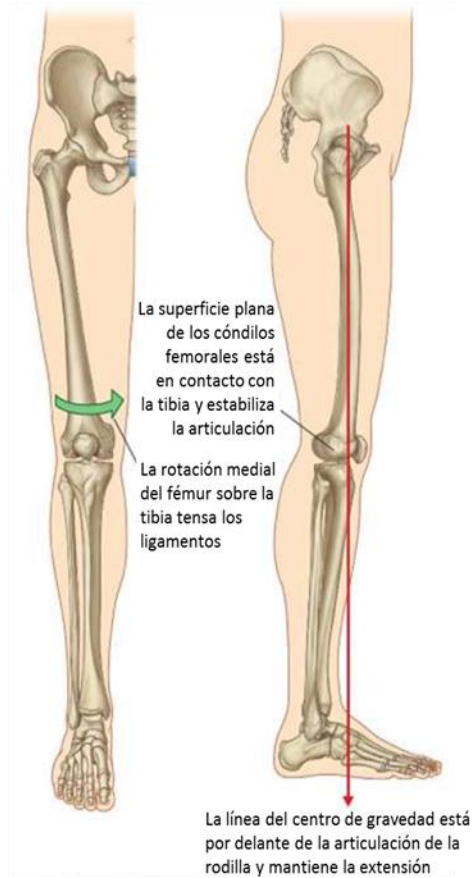


Figura 1-18. Mecanismo de bloqueo de la rodilla.

(Drake, Vogl, & Mitchell, 2010)

efecto de entablillado (Moore & Dalley II, 2007).

1.2.3 Los Movimientos de Flexoextensión

La flexoextensión es el movimiento principal de la rodilla. Su amplitud se mide a partir de la posición de referencia definida cuando el eje de la pierna se sitúa en la prolongación del eje del muslo (Figura 1-19). En la posición de referencia el miembro inferior posee su máxima longitud.

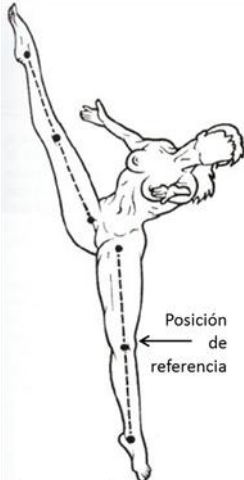


Figura 1-19
(Kapandji, 2001)

La extensión se define como el movimiento que aleja la cara posterior de la pierna de la cara posterior del muslo. No existe una extensión absoluta, pues en la posición de referencia el miembro inferior ya está en su máximo estado de alargamiento. Sin embargo, es posible realizar, sobre todo pasivamente un movimiento de hiperextensión de 5° a 10° a partir de la posición de referencia.



Figura 1-20
(Kapandji, 2001)

La extensión activa de la rodilla depende de la extensión previa de la cadera (Figura 1-20, pierna derecha), por otro lado, la extensión relativa (Figura 1-20, pierna izquierda) es el movimiento que completa la extensión de la rodilla, a partir de cualquier posición de flexión; se trata del movimiento que se efectúa normalmente durante la marcha, cuando el miembro "oscilante" se desplaza hacia delante para contactar con el suelo.



Figura 1-21
(Kapandji, 2001)

La flexión es el movimiento que aproxima la cara posterior de la pierna a la cara posterior del muslo. Existen movimientos de flexión absoluta, a partir de la posición de referencia, y movimientos de flexión relativa, a partir de cualquier posición en flexión. La amplitud de la flexión de la rodilla depende de la posición de la cadera y de acuerdo con las modalidades del propio movimiento.

La flexión activa (Figura 1-22) alcanza los 140° si la cadera está previamente flexionada y únicamente llega a los 120° si la cadera está en extensión.

La flexión pasiva (Figura 1-21) de la rodilla alcanza una amplitud de 160° y permite que el talón contacte con la nalga.

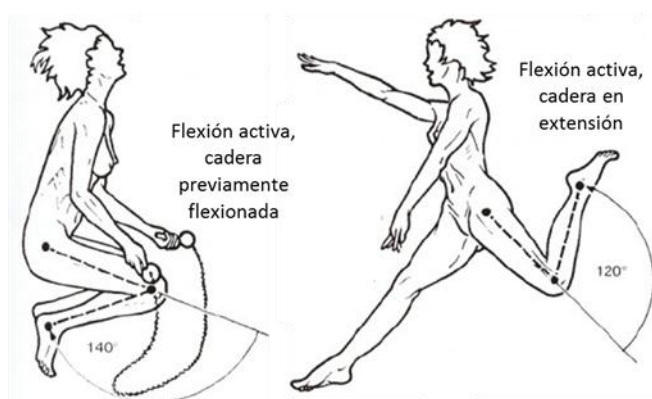


Figura 1-22
(Kapandji, 2001)



1.2.4 La rotación axial de la rodilla

La rotación axial es la rotación de la pierna alrededor de su eje longitudinal, este movimiento solo se puede realizar con la rodilla flexionada. El movimiento en el plano transverso, rotación interna y externa está influido, por la posición de la articulación en el plano sagital (Kapandji, 2001).

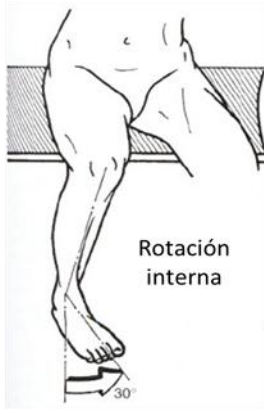


Figura 1-24 (Kapandji, 2001)

Con la rodilla en extensión completa, la rotación está restringida casi completamente por el choque de los cóndilos femorales y tibiales, lo cual ocurre principalmente porque el cóndilo femoral medial es más largo que el cóndilo lateral. El rango de rotación se incrementa conforme la rodilla es flexionada, alcanzando el máximo a los 90° de flexión; con la rodilla en esta posición, la rotación externa varía de 0° a aproximadamente 45° y la

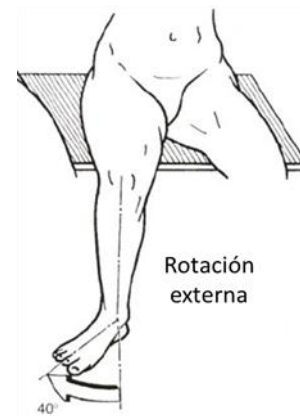


Figura 1-23 (Kapandji, 2001)

rotación interna varía de 0° a aproximadamente 30°. Más allá de los 90° de

flexión, el rango de rotación interna y externa disminuye básicamente porque los tejidos blandos limitan la rotación (Nordin & Frankel, 2004).

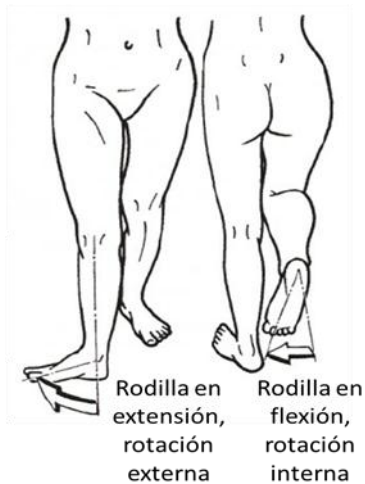


Figura 1-25 (Kapandji, 2001)

La rotación interna dirige la punta del pie hacia adentro (Figura 1-24). La rotación externa dirige la punta del pie hacia fuera (Figura 1-23). Existe una tercera rotación axial denominada “automática”, puesto que está inevitable e involuntariamente relacionada con los movimientos de flexoextensión. Tiene lugar, sobre todo, en los últimos grados de extensión o al inicio de la flexión. Cuando la rodilla se extiende (Figura 1-25), el pie se va arrastrando hacia la rotación externa. A la inversa, cuando la rodilla está flexionada. La pierna gira en rotación interna. El mismo movimiento se realiza cuando, al plegar las piernas sobre el cuerpo, la punta del pie se dirige hacia adentro, postura que también corresponde a la posición fetal (Kapandji, 2001).



Movimiento de los cóndilos sobre las glenoides en rotación axial



Figura 1-26
(Kapandji, 2001)

En la superficie tibial, hay dos carillas cóncavas (la glenoide externa y la interna) separadas por una cresta o pivote (eminencia intercondílea) por el que pasa el eje vertical R alrededor del cual se efectúan los movimientos de rotación longitudinal. De esta forma se puede realizar un movimiento de deslizamiento a lo largo del pivote que corresponde a la flexoextensión y un movimiento de rotación alrededor del pivote que corresponde a la rotación axial (Figura 1-26).

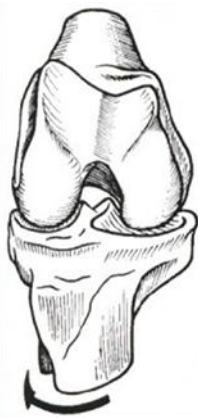


Figura 1-28
(Kapandji, 2001)

En la rotación externa de la tibia sobre el fémur (Figura 1-28), el cóndilo externo avanza sobre la glenoide interna, mientras que el cóndilo interno retrocede en la glenoide interna.



Figura 1-27
(Kapandji, 2001)

En la rotación interna (Figura 1-27) el cóndilo externo retrocede en la glenoide mientras que el interno avanza en la propia. La cara externa de la espina externa es convexa de delante atrás (como la glenoide externa), mientras que la cara interna de la espina interna es cóncava (como la glenoide interna).

Si a esto se añade que la espina interna (i) es más alta que la externa (e) (Figura 1-30), se puede comprender que la espina interna forme una especie de tope sobre el que impacta el cóndilo interno, mientras que el cóndilo externo rodea la espina externa. Por consiguiente, el eje real de la rotación axial no pasa entre las dos espinas tibiales, sino por la vertiente de la espina interna. Este descentramiento se traduce en un mayor recorrido del cóndilo externo.

Durante la rotación axial los meniscos son arrastrados por los cóndilos (Figura 1-29). En la rotación externa de la tibia sobre el fémur, el menisco externo (Me) es impulsado hacia la parte anterior de la glenoide externa, mientras que el menisco interno (Mi) se dirige hacia la parte posterior.

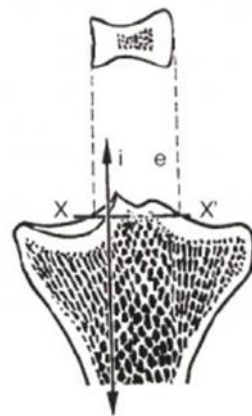


Figura 1-30
(Kapandji, 2001)

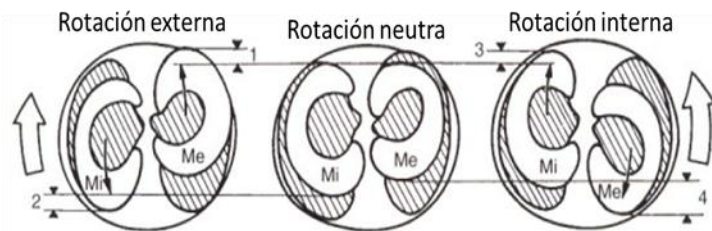


Figura 1-29 Desplazamiento de los meniscos en rotación axial.
(Kapandji, 2001)

Durante la rotación externa

ocurre lo contrario. También en este caso los meniscos además de desplazarse se deforman.



1.2.5 Movimiento de los cóndilos sobre la glenoides en flexoextensión

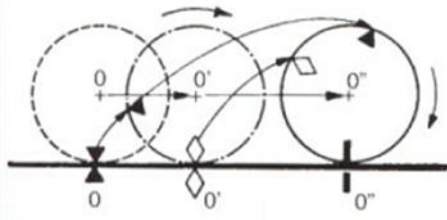


Figura 1-31
(Kapandji, 2001)

De acuerdo con (Kapandji, 2001) la forma redondeada de los cóndilos podría hacer pensar que éstos ruedan sobre las superficies tibiales; esta es una opinión errónea. De hecho, cuando una rueda da vueltas sin resbalar en el suelo (Figura 1-31) a cada punto del suelo corresponde un solo punto de la rueda; la distancia recorrida en el suelo (OO'') es por tanto, exactamente igual a la porción de la circunferencia que se ha desenrollado en el suelo

(incluida entre la referencia triangular y rectángulo). Si así fuera (Figura 1-32) a partir de cierto grado de flexión (posición II), el cóndilo bascularía por detrás de la glenoide, produciendo una luxación, o bien sería necesario que la meseta tibial fuese más larga. La posibilidad de una rodadura pura no sería posible dado que el desarrollo del cóndilo es dos veces mayor que la longitud de la glenoide.

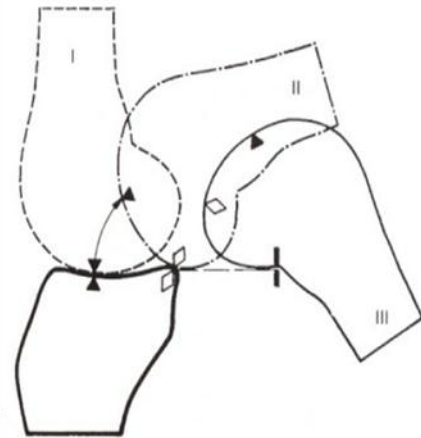


Figura 1-32
(Kapandji, 2001)

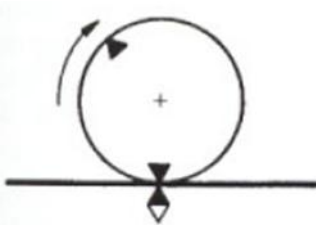


Figura 1-33
(Kapandji, 2001)

Suponiendo ahora que la rueda resbalara sin rodar (Figura 1-33); toda una porción de circunferencia de la rueda correspondería a un único punto en el suelo. Es lo que sucede cuando una rueda "patina" al deslizarse sobre una superficie helada. Se puede concebir tal deslizamiento puro para ilustrar (Figura

1-34) los movimientos del cóndilo en la glenoide: todos los puntos del contorno condíleo corresponderían a un único punto en la glenoide; aunque se puede constatar que de este modo la flexión se limitaría de forma prematura, ya que el borde posterior de la glenoide (flecha) la obstaculizaría.



Figura 1-34
(Kapandji, 2001)

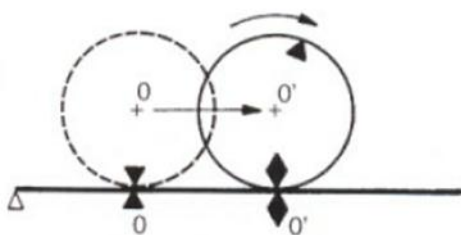


Figura 1-35
(Kapandji, 2001)

También es posible imaginar que la rueda da vueltas y resbala al mismo tiempo (Figura 1-35): patina pero avanza. En este caso la distancia que ha recorrido en el suelo (OO') corresponde una

mayor longitud en la rueda (entre el rombo y el triángulo negros) que se puede apreciar desenrollándola en el suelo (entre el rombo negro y el triángulo blanco).



El experimento de los hermanos Weber (Figura 1-36) demostró, en 1836, que las cosas sucedían en la realidad de la siguiente manera: en varias posiciones entre la flexión y la extensión máximas, marcaron en el cartílago los puntos de contacto entre el cóndilo y la glenoide. De esta forma pudieron constatar que el punto de contacto en la tibia retrocedía con la flexión (triángulo negro: extensión, rombo negro: flexión) y por otra parte, que la distancia entre los puntos de contacto marcados en el cóndilo era dos veces mayor que la que separaba los puntos de contacto de la glenoide.

Por lo tanto, este experimento prueba sin discusión alguna, que el cóndilo rueda y resbala a la vez sobre la glenoide. De hecho es la única manera de evitar la luxación posterior del cóndilo permitiendo a la vez una flexión máxima (Comparar la flexión en la Figura 1-35 con la Figura 1-36).

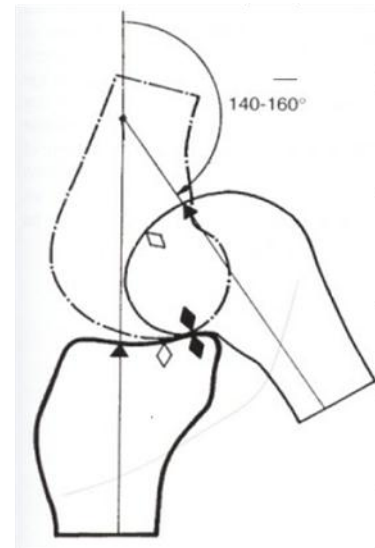


Figura 1-36
(Kapandji, 2001)

Investigaciones más recientes han demostrado que la proporción de rodadura y de deslizamiento no era la misma durante todo el movimiento de flexo extensión: a partir de una extensión máxima el cóndilo empieza a rodar sin resbalar, a continuación el deslizamiento comienza a predominar cada vez más sobre la rodadura, de tal manera que al final de la flexión el cóndilo se resbala sin rodar.

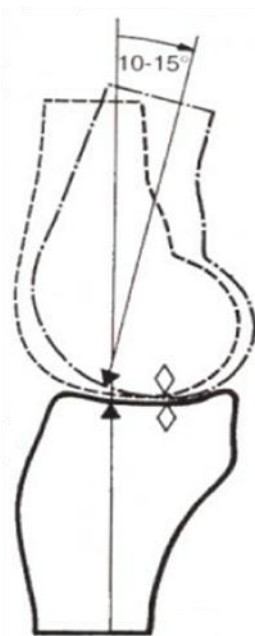


Figura 1-37
(Kapandji, 2001)

Finalmente, la longitud de rodadura pura, al inicio de la flexión, es distinta según el cóndilo que se considere:

- En el caso del cóndilo interno (Figura 1-37) dicha rodadura no se da más que en los 10° a 15° primeros grados de flexión.
- En el caso del cóndilo externo (Figura 1-38), dicha rodadura persiste hasta los 20° de flexión.

Esto significa que el cóndilo externo rueda mucho más que el cóndilo interno, lo que explica en parte que el camino que recorre sobre la glenoide sea más largo que el que recorre el interno. Por otra parte, estos 15° a 20°

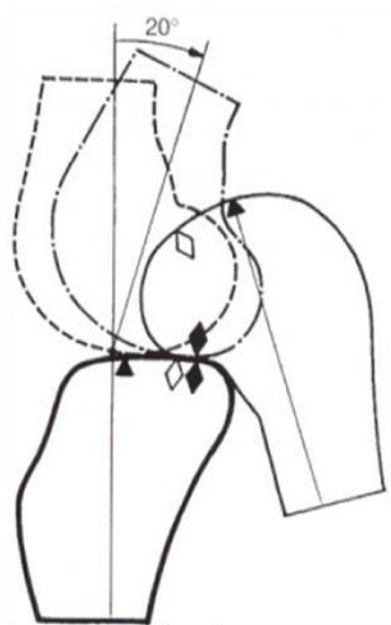


Figura 1-38
(Kapandji, 2001)

de rodadura inicial corresponden a la amplitud habitual de los movimientos de flexo extensión que se realizan durante la marcha normal.



1.2.6 Los músculos extensores de la rodilla

El cuádriceps crural es el músculo extensor de la rodilla (Figura 1-39). Este es tres veces más potente que los flexores, debido a que tiene que luchar contra la gravedad. Sin embargo, en hiperextensión la acción del cuádriceps no es necesaria para mantener la bipedestación; pero tan pronto se inicia una mínima flexión, una intervención enérgica del cuádriceps se hace necesaria para evitar la caída por flexión de la rodilla. El cuádriceps está formado, como su nombre lo indica, por cuatro cuerpos musculares: el crural (Cr), el vasto externo (VE), el vasto interno (VI) y el recto anterior (RA).

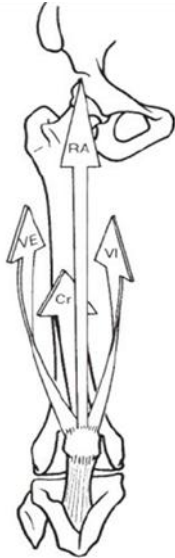


Figura 1-39
(Kapandji, 2001)

La rótula aumenta la eficacia del cuádriceps desplazando hacia adelante su fuerza de tracción, debido a que aumenta el brazo de palanca distanciando del fémur el tendón cuadrícipital. Sin la rótula la fuerza eficaz para la extensión disminuye.

1.2.7 Los músculos flexores de la rodilla

Estos músculos forman parte del compartimiento posterior del muslo (Figura 1-40). Se trata de:

- Los músculos isquiotibiales: Bíceps crural (B), semitendinoso (ST), semimembranoso (SM).
- Los músculos de la pata de ganso: Recto interno (Ri), sartorio (Sa) y el semitendinoso.
- El poplíteo.

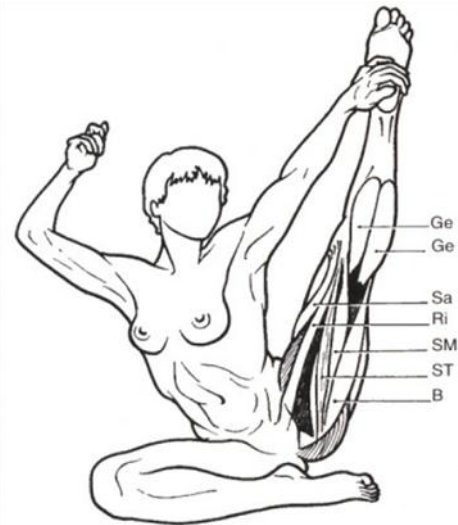


Figura 1-40
(Kapandji, 2001)

Los gemelos (Ge) no son realmente flexores de la rodilla, sino extensores del tobillo.

1.2.8 Los músculos rotadores de la rodilla.

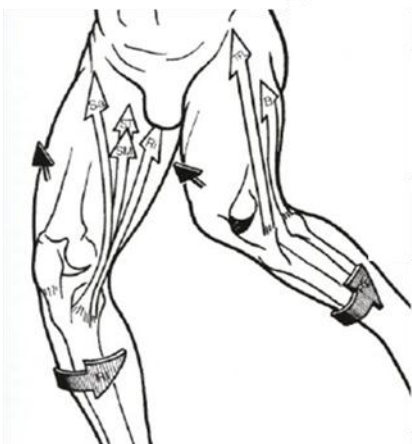


Figura 1-41
(Kapandji, 2001)

Los flexores de la rodilla son al mismo tiempo sus rotadores: se dividen en dos grupos según su punto de inserción en la pierna (Figura 1-41).

Los que se insertan fuera del eje vertical son los rotadores externos (RE) representados por el bíceps (B) y el tensor de la fascia lata (TFL).

Los que se insertan por dentro del eje vertical de rotación de la rodilla son los rotadores internos (RI), representados por el sartorio (Sa), semitendinoso (ST), semimembranoso (SM), recto interno (Ri) y el poplíteo.



1.3 Artroplastias de Rodilla

La artroplastia es la reconstrucción quirúrgica de la articulación de la rodilla, mediante la resección⁷ de las superficies articulares y la interposición de una prótesis.

El reemplazo total de rodilla tiene como finalidad aliviar el dolor, recobrar el rango de movimiento, la estabilidad y corregir deformidades en las rodillas afectadas (Lavernia & Alcerro, 2008).



Figura 1-43.
Artroplastia total de rodilla con estabilización posterior y platillo tibial fijo
(Guingand & Breton, 2004)



Figura 1-42.
Artroplastia total con prótesis de deslizamiento y estabilización posterior
(Guingand & Breton, 2004)

Sólo se le considera después de que fracasa un tratamiento médico bien conducido (terapia con antiinflamatorios no esteroideos por seis o más meses, uso de bastones u otro implemento de apoyo, pérdida de peso para pacientes con sobrepeso, y terapia física), o cuando se supera la fase de

cirugía conservadora como la osteotomía⁸ tibial o femoral o la movilización de la tuberosidad tibial anterior (Guingand & Breton, 2004).

Cumplidas esas condiciones, la artroplastia de rodilla es la respuesta quirúrgica al tratamiento de:

- La Artrosis.
- Artropatías inflamatorias: condrocalcinosis o Artritis reumatoide en la mayoría de los casos, y más raramente espondiloartritis anquilopoyética o reumatismo psoriásico.
- La necrosis. Esto ocurre cuando parte del hueso no recibe sangre debido a una enfermedad o a un traumatismo grave, después de un tiempo, el hueso puede colapsar y morir. Si esta afección no recibe tratamiento, se dará el colapso de la superficie de la articulación con hundimiento del tejido esponjoso en zona de sustentación y destrucción del cartílago articular
- Un tumor de rodilla cuando su estado y pronóstico hacen posible la indicación de resección-reconstrucción.

A continuación se describen la artrosis y las artropatías inflamatorias.

⁷ Resección: extirpación de un órgano o una parte, separándolo previamente de las estructuras a las que se encuentra unido.

⁸ Osteomía. Operación en la que se practican cortes en un hueso, de forma que el cirujano puede efectuar cambios en su posición. Se utiliza para corregir malformaciones congénitas, redistribución de cargas desde el compartimento más afectado hacia el normal o menos afectado, entre otras.



1.3.1 Artrosis

La artrosis u osteoartritis puede ser degenerativa o postraumática con destrucción de por lo menos uno de los tres compartimentos de la rodilla (Guinand & Breton, 2004). Es un proceso normal de envejecimiento de la articulación, que se puede acelerar por múltiples circunstancias: sobrecarga articular, obesidad, deformidades de las rodillas, lesiones meniscales etc. (Urbano Labajos & Meschian Coretti, 2010).

La artrosis degenerativa

Es una enfermedad articular en la cual se pierde gradualmente el cartílago articular. También se le llama artropatía⁹ de “desgaste por uso”. El cartílago se degenera lentamente y a medida que los extremos del hueso quedan expuestos se depositan sobre ellos osteofitos¹⁰ formando nuevo hueso en el área subcondral¹¹ y en los bordes de la articulación (Figura 1-44), en un esfuerzo por protegerlo de la fricción. Los osteofitos disminuyen el espacio de la cavidad articular y restringen el movimiento de la articulación. La artrosis afecta principalmente el cartílago articular y a veces se inflama la membrana sinovial durante las últimas etapas, a diferencia de la artritis reumatoidea. Dos grandes diferencias entre la artrosis y la artritis reumatoidea son que la primera es por desgaste del cartílago y afecta en primer lugar las grandes articulaciones (rodilla, cadera), mientras que la artritis ataca primero las articulaciones pequeñas y presenta una agresión activa contra el cartílago. Las deformidades de la rodilla pueden acelerar la aparición de la artrosis, del mismo modo que la artrosis puede producir o acentuar las deformidades (Tortora & Derrickson, 2006).

La artrosis postraumática

Ocurre debido a una lesión traumática en una articulación que no se ha curado bien: fractura, lesión de algún ligamento o menisco. Las irregularidades que quedan producen más desgaste de la articulación. Este tipo de artrosis puede desarrollarse años después de una fractura.

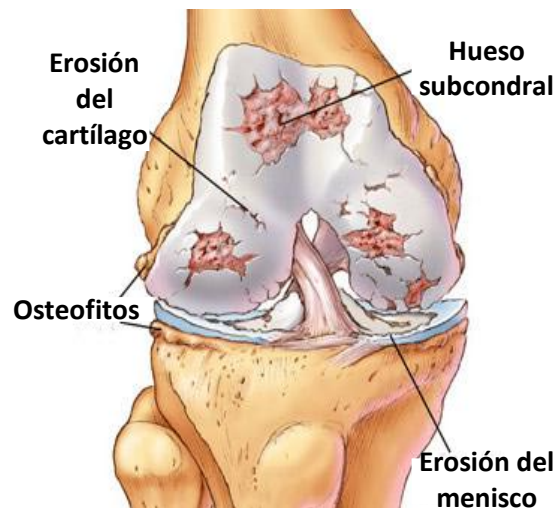


Figura 1-44. Artrosis de rodilla

⁹ Artropatía. Enfermedad de las articulaciones.

¹⁰ Osteofitos. Formación ósea anormal en forma de reborde o pico, en la proximidad de las articulaciones

¹¹ Subcondral. Debajo del cartílago



1.3.2 Artropatías inflamatorias: Artritis

Son múltiples las causas que pueden ocasionar artritis en la rodilla, entre las que destacan son: procesos autoinmunes (artritis reumatoide, espondiloartritis), pseudogota (por cristales de pirofosfato cálcico), entre otras. La artritis puede presentarse a cualquier edad, incluso en niños, mientras que la artrosis afecta a la población de mayor edad.

Artritis reumatoide

La AR es una enfermedad autoinmune en la cual el sistema inmunitario del cuerpo ataca los tejidos propios, en este caso su propio cartílago y articulaciones. La AR se caracteriza por la inflamación de las articulaciones, que causa hinchazón, dolor y pérdida de función. Usualmente esta forma de artritis es bilateral, si una muñeca está afectada, la otra también es posible que esté afectada, aunque generalmente no en el mismo grado. El síntoma primario de la artritis reumatoidea es la inflamación de la membrana sinovial. Si no se trata, la membrana se engrosa y se acumula líquido sinovial. La presión resultante causa dolor y edema¹². La membrana entonces produce un tejido de granulación anormal, llamado pannus o paño sinovial, que se adhiere a la superficie del cartílago articular y a veces lo erosiona completamente. Cuando el cartílago es destruido, el tejido fibroso une la terminación expuesta de los huesos. El tejido fibroso se osifica y fusiona la articulación, que se torna inmóvil, último efecto discapacitante de la artritis reumatoide.

Condrocálcinosis

El término condrocálcinosis significa calcificación del cartílago articular. Es un tipo de artritis del grupo de enfermedades por depósito de cristales. En la condrocálcinosis aumenta el contenido de sales de calcio, en forma de pirofosfato de calcio, en el cartílago articular. Estas sales se hacen insolubles, precipitan y forman minúsculos cristales (forma de trozos de leña) que se agrupan y llegan a formar una línea o banda calcificada en el cartílago que cubre la superficie de la articulación. En las radiografías puede verse como una línea tenue paralela a la superficie de la articulación. Las razones del porque se produce esta calcificación del cartílago no son claras todavía. Por otra parte estos cristales dentro de la articulación pueden desencadenar una intensa reacción inflamatoria con gran dolor, hinchazón y derrame articular (Sochire, 2007)

Reumatismo psoriásico o Artritis psoriásica

La artritis psoriásica (AP) se distingue principalmente de otros tipos de artritis inflamatorias por la enfermedad cutánea que la acompaña, la psoriasis. La psoriasis es una enfermedad inflamatoria de la piel. Aparece como placas rojas sobre la piel, cubiertas de escamas plateadas que se desprenden. Varios años después de la aparición de la psoriasis, el paciente puede contraer artritis psoriásica. La AP afecta a las zonas donde las extremidades del hueso penetran en la cápsula articular y, en particular, a las zonas donde el tendón se inserta en el hueso (las entesis). No se sabe la razón por la que existe una asociación entre la artritis y la psoriasis.

¹² Edema. Es la hinchazón blanda de una parte del cuerpo que se produce como consecuencia de la acumulación de líquido en los tejidos del cuerpo.



Espondiloartritis anquilopoyética

Otras articulaciones, tales como las rodillas pueden presentar inflamación y dolor debido a esta patología. La espondilitis anquilosante o EA, es un tipo de artritis que primariamente afecta la espina o espalda. *Espondil* se refiere a la espina dorsal, *itis* significa inflamación. *Anquilosante* o anquilopoyética es un término que significa rígido. Como resultado, las articulaciones y los huesos (vértebras) pueden fusionarse, causando que la espina se vuelva rígida e inflexible (Espondilitis Anquilosante, 2012).

Diferencias entre artrosis y artritis reumatoide

En esta tabla podemos observar las principales diferencias entre la artrosis y la artritis reumatoide, el tipo de artritis más frecuente.

	ARTRITIS REUMATOIDE	ARTROSIS
Frecuencia	0.5% de la población.	20-25% de la población, el 50% (>65 años)
Lesión	Membrana sinovial.	Cartílago articular
Localización más frecuente	Afecta primero las articulaciones pequeñas como manos, pies y después las grandes como rodillas, caderas	Afecta primero las grandes articulaciones, como la columna lumbar, cervical, rodillas, caderas
Características del dolor	Inflamatorio (no mejora en reposo).	Mecánico (empeora con el ejercicio)
Edad	Cualquier edad.	>40 años
Radiografías	Erosiones	Osteofitos
Causa	Es una enfermedad autoinmune	Se presenta por desgaste

Tabla 1-1. Diferencia entre artritis reumatoide y artrosis
(Forumclínic, 2011)

Capítulo

2

**La Marcha
Humana**



CAPÍTULO 2. LA MARCHA HUMANA

2.1 El ciclo de la marcha y sus divisiones

La marcha es el paso bípedo que utiliza la raza humana para desplazarse de un lugar a otro, con bajo esfuerzo y mínimo consumo energético. La marcha como actividad rítmica y cíclica que compromete todo el cuerpo y en especial las dos extremidades inferiores, comprende un inicio y un final para cada ciclo. En este sentido un ciclo de marcha se define como el periodo en el que se presentan acciones sucesivas, alternas y uniformes. Por ejemplo, el ciclo de marcha derecho es el tiempo que transcurre entre el contacto inicial del pie derecho y el siguiente contacto inicial del mismo pie.

Tradicionalmente el ciclo de marcha se ha dividido en dos períodos, de soporte o apoyo y de balanceo (Figura 2-1). El primero se refiere al tiempo que transcurre mientras el pie permanece en contacto con el piso, permite que la carga o el peso del cuerpo se transfiera de un extremidad a otra y se avance sobre el pie de soporte; en condiciones normales constituye cerca del 62% del ciclo total. El segundo es el tiempo durante el cual la extremidad inferior permanece en el aire y avanza hacia adelante, el pie pierde contacto con el piso y se presenta una serie de mecanismos para ajustar la longitud de la extremidad inferior que avanza; representa el 38% restante del ciclo.

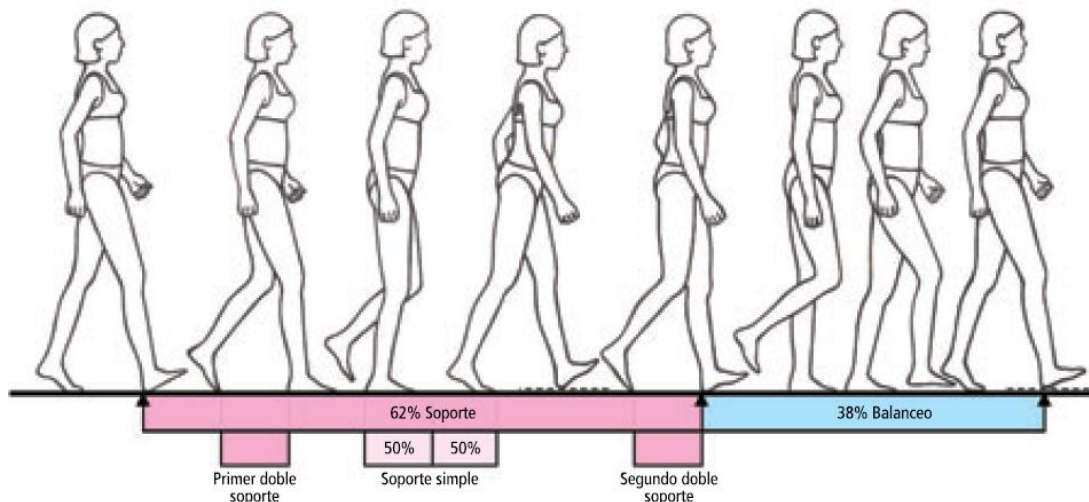


Figura 2-1. El Ciclo de la Marcha y sus divisiones
(Daza Lesmes, 2007)

Es fácil identificar que por instantes los dos pies se encuentran en contacto con el piso; este evento se denomina periodo de doble soporte y se presenta en dos ocasiones durante el ciclo de la marcha, al iniciar y al culminar la fase de soporte. Constituye el 25% del ciclo, es decir, que cada periodo de doble soporte representa el 12.5%. En una inspección rápida y poco detallada podría decirse que aparecen tres dobles soportes durante el ciclo de marcha, pero este tercero constituye el primer doble soporte del siguiente ciclo (Figura 2-2).



El doble soporte es inversamente proporcional a la velocidad de la marcha; esto significa, que cuando se aumenta la velocidad, los periodos de doble soporte se reducen de tal forma que durante la carrera llega a desaparecer el doble soporte.

Del mismo modo, durante el ciclo de marcha es evidente la presencia de un periodo de soporte simple; corresponde al tiempo en el que un solo pie está en contacto con el piso y es el equivalente, al periodo de balanceo de la extremidad contralateral. En consecuencia, el periodo de soporte simple representa el 38% del ciclo de la marcha y del periodo de soporte de la extremidad en análisis. El ciclo de la marcha se describe en términos de ocho fases (Tabla 2-1), en el cual el periodo de soporte comprende 5 fases, y el balanceo las 3 restantes (Daza Lesmes, 2007).

Tabla 2-1. Distribución porcentual del periodo de apoyo y de balanceo

La Marcha Humana	Periodos	Fases
	Apoyo 62%	
		2. Respuesta a la carga 10%
		3. Soporte medio 20% (del 10% al 30%)
		4. Soporte terminal 20% (del 30% al 50%)
		5. Prebalanceo 12% (del 50% al 62%)
Balanceo 38%		1. Inicial 13% (del 62% al 75%)
		2. Medio 10% (del 75% al 85%)
		3. Terminal 15% (del 85% al 100%)

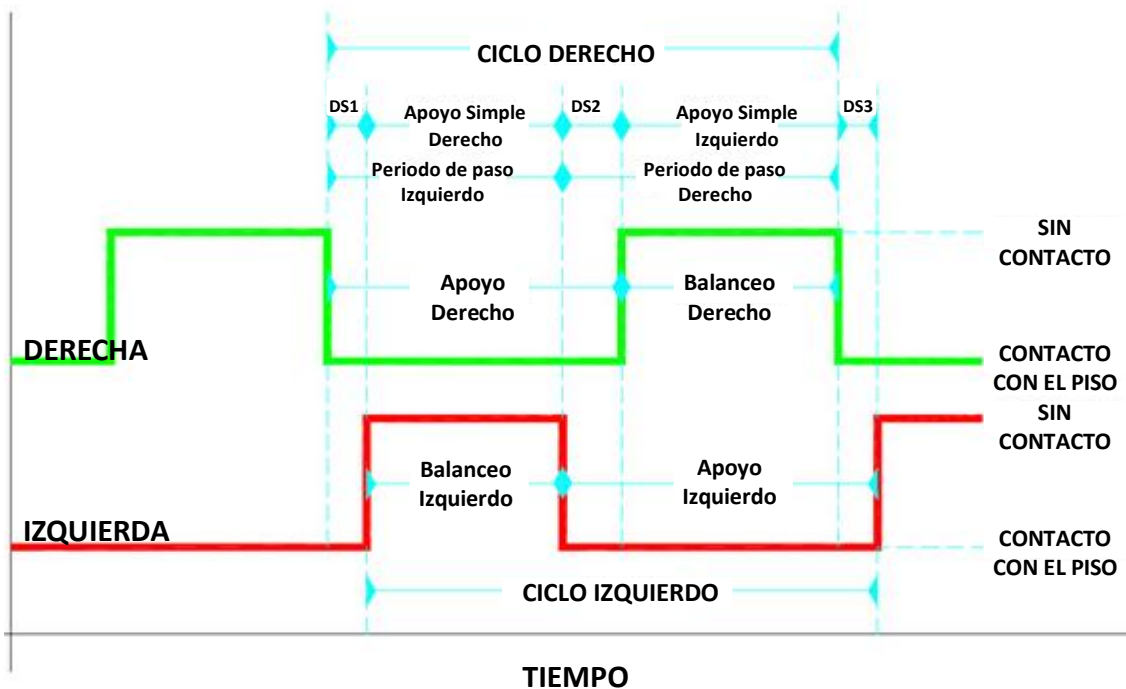


Figura 2-2. Esquema funcional del ciclo de la marcha



2.2 Fases del ciclo de marcha durante el periodo de apoyo o soporte

Entre las fases del periodo de soporte se encuentra el contacto inicial, la respuesta a la carga, el soporte medio, el soporte terminal y el prebalanceo (Figura 2-3) (Daza Lesmes, 2007). Estas se definen de la siguiente manera:

1. **Contacto inicial:** Es el instante en el cual el pie que se adelanta hace contacto con el piso; de este modo la extremidad cierra la cadena cinética, pues el pie constituye el punto fijo de soporte para que el resto del cuerpo comience a desplazarse hacia adelante. Normalmente la región de impacto es el talón; por esta razón se le considera la fase para registrar el inicio y la culminación de un ciclo de marcha. Cuando hay limitaciones en esta actividad, es posible encontrar que el contacto inicial se realiza con cualquier otra región del pie.
2. **Respuesta a la carga:** Es el intervalo en el que el pie hace contacto total con el piso y el peso corporal es soportado totalmente por esta extremidad. Representa cerca del 10% inicial del ciclo de la marcha y durante su desarrollo se presenta el **primer doble soporte**.
3. **Soporte medio:** se inicia cuando la extremidad contralateral pierde contacto con el piso y el peso del cuerpo se transfiere a lo largo del pie hasta que se alinea con la cabeza de los metatarsianos (antepié). El pie, como punto fijo, permite que el peso corporal se desplace progresivamente hacia adelante gracias a la rotación de la tibia sobre el pie estático. Representa del 10% al 30% del ciclo y coincide con el **primer 50% del soporte simple**.
4. **Soporte terminal:** una vez el peso corporal se encuentra alineado con la cabeza de los metatarsianos, el talón se levanta para desplazar el peso hacia los dedos y transferir la carga al pie contralateral¹³, el cual, entra en contacto con el piso. Este intervalo se conoce como soporte terminal; dura del 30% al 50% del ciclo de la marcha y representa el **segundo 50% del soporte simple**.
5. **Prebalanceo:** Es la fase de transición entre el periodo de soporte y el periodo de balanceo. Se inicia cuando el pie contralateral entra en contacto con el piso y termina cuando el pie ipsilateral¹⁴ (dedos) despegas del piso. Durante el prebalanceo, el peso corporal es transferido totalmente de una extremidad a la otra; la ipsilateral se descarga por completo mientras la contralateral recibe la carga. Representa del 50% al 62% del periodo de soporte; de forma simultánea al comenzar, se presenta el **segundo doble soporte**.

¹³ Contralateral. Del lado contrario a la extremidad con la que inicia la marcha.

¹⁴ Ipsilateral. En el mismo lado. En este caso la extremidad con la que comienza la marcha.

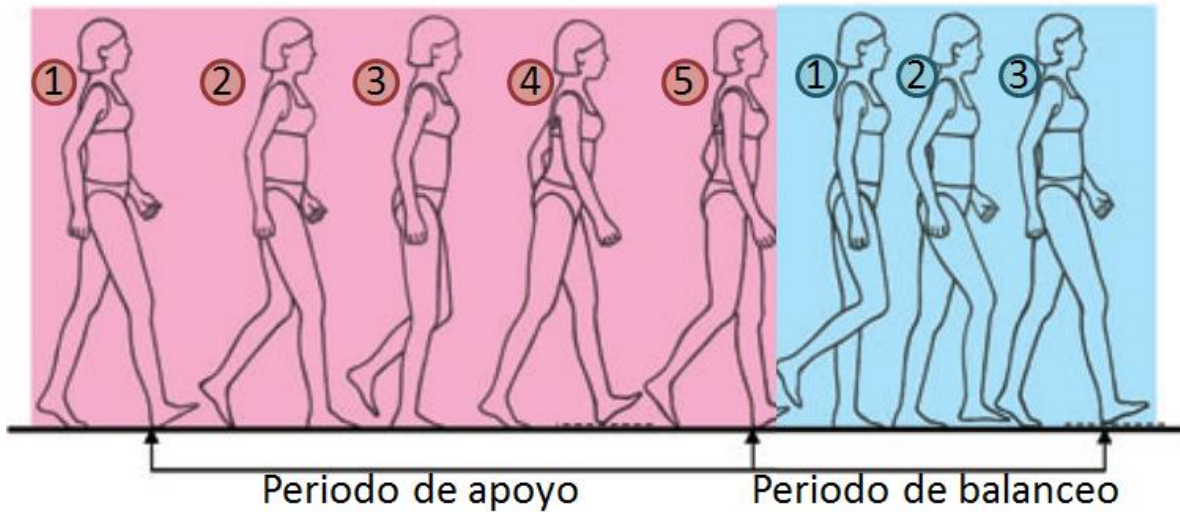


Figura 2-3. Fases del ciclo de la marcha
(Daza Lesmes, 2007)

2.3 Fases del ciclo de la marcha durante el periodo de balanceo

El periodo de balanceo comprende tres fases diferentes (Figura 2-3):

1. **Balanceo inicial (aceleración):** comienza cuando los dedos del pie abandonan el piso y termina cuando la rodilla alcanza la flexión máxima durante la marcha (60°), el muslo se encuentra directamente debajo del cuerpo y paralelo a la extremidad inferior colateral que en ese instante soporta el peso corporal. Ocupa del 62% al 75% del ciclo de la marcha.
2. **Balanceo medio:** se inicia con la flexión máxima de la rodilla y culmina cuando la tibia se dispone en posición perpendicular con el piso, es decir se orienta verticalmente. Dura del 75% al 85% del ciclo de la marcha.
3. **Balanceo terminal (desaceleración):** se inicia en la posición vertical de la tibia, continúa a medida que la rodilla se extiende completamente y termina cuando el talón hace contacto con el piso (**contacto inicial**). Representa el último 15% del ciclo de la marcha (del 85% al 100%). La desaceleración se da como preparación para el siguiente contacto inicial, para que no sea tan brusco.



2.4 Parámetros temporales de la marcha

Entre los parámetros relacionados con el tiempo que pueden valorarse con relativa facilidad en el examen por observación encontramos:

- **Ciclo de la marcha:** Lapso de tiempo en el que transcurren dos eventos idénticos sucesivos del mismo pie; generalmente se selecciona el contacto inicial para su descripción de inicio y culminación. Un ciclo consta de dos pasos. Se mide en segundos.
- **Periodo de paso:** referido al intervalo de tiempo entre el contacto inicial de un pie y el mismo evento del pie contralateral. Por ejemplo, el tiempo que transcurre entre el contacto inicial del pie derecho y el contacto inicial del pie izquierdo, se refiere como el periodo de paso de la extremidad inferior izquierda; en este caso es la que avanza. Cuando existe dolor en una extremidad inferior, la persona reduce considerablemente el tiempo de apoyo.
- **Periodo de soporte:** es el tiempo que pasa entre el instante en que el pie hace contacto con el piso (talón), hasta el momento del despegue de los dedos del mismo. En este periodo el centro de gravedad del usuario, ubicado teóricamente a la altura de la primera o segunda vértebra sacra, por delante del cuerpo vertebral, describe un arco de circunferencia, cuyo radio es el eje longitudinal de la extremidad inferior en apoyo.
- **Periodo de balanceo:** es el tiempo transcurrido entre el instante del despegue de los dedos del pie que pierden por completo la relación con el piso, hasta el punto del contacto del talón con el suelo. Durante este periodo se invierte la cadena cinética, es decir, pasa de cerrada (periodo anterior) a abierta pues el punto fijo lo constituye la articulación coxofemoral y el móvil, el pie.
- **Frecuencia o cadencia:** este parámetro hace referencia al número de pasos por unidad de tiempo, que generalmente, se fija en un minuto. Varía de acuerdo con la longitud de las extremidades, el peso corporal y la habilidad para caminar y, disminuye con el proceso de envejecimiento. Del mismo modo el incremento de la cadencia conlleva el aumento del ancho de paso y la disminución del ángulo de paso. Normalmente se encuentra entre los 90 y los 140 pasos por minuto.
- **Velocidad:** Es la relación de la distancia recorrida en la dirección de la marcha por unidad de tiempo ($\text{velocidad} = \text{distancia} / \text{tiempo}$), se expresa en m/s. La velocidad y la cadencia natural son variables autoseleccionadas que toda persona adopta para proveer la máxima eficiencia energética.
- **Aceleración:** Es el cambio en la velocidad, se expresa en m/s^2 . (Daza Lesmes, 2007).

2.5 Parámetros espaciales de la marcha

- **Longitud de paso largo o zancada:** es la distancia lineal entre dos eventos iguales y sucesivos de la misma extremidad. En ocasiones se confunde con el ciclo de la marcha, pero es importante aclarar que uno es un parámetro espacial, mientras que el otro es temporal, aunque sus definiciones parezcan similares. La longitud de paso largo o zancada incluye un paso corto derecho e izquierdo, es decir, dos pasos cortos (Figura 2-4). Esto no significa que siempre el valor de la longitud de un paso largo sea el doble del valor de un paso corto, debido a la asimetría que pueda existir entre el paso corto derecho e izquierdo.

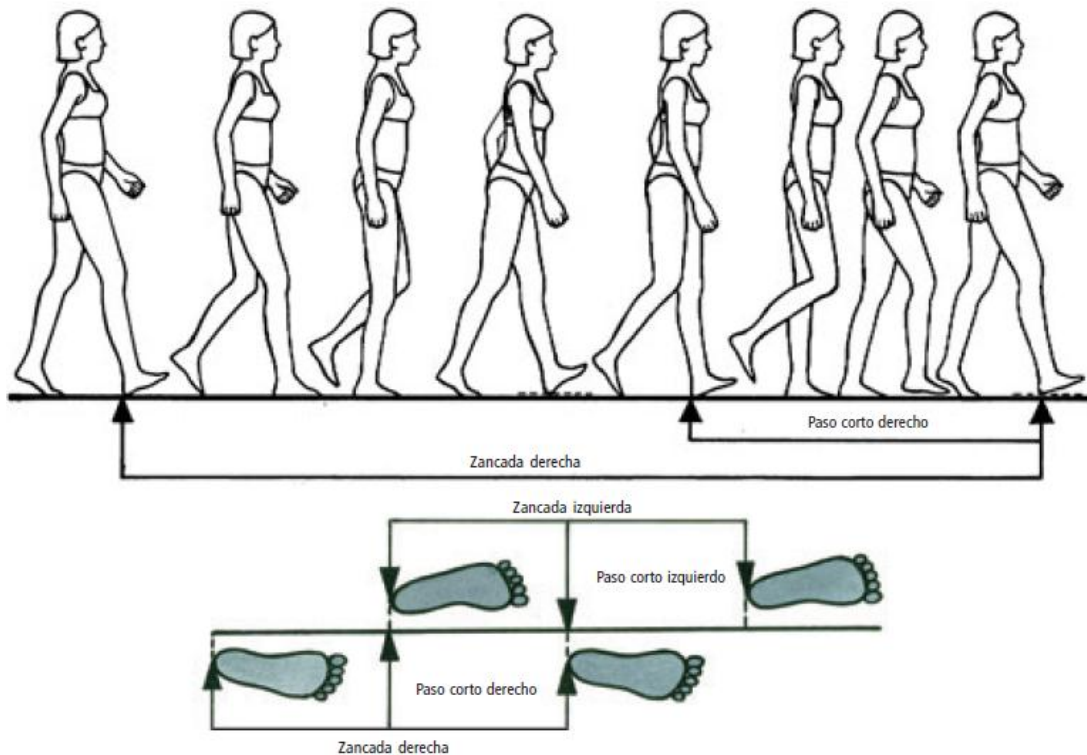


Figura 2-4. Longitud de paso largo o zancada y paso corto
(Daza Lesmes, 2007)

- **Longitud de paso o paso corto:** es la distancia lineal desde un evento específico, que, generalmente es el contacto inicial de una extremidad hasta el mismo evento de la extremidad opuesta (Figura 2-4). La comparación de los registros que permite la medición, tanto del paso corto derecho como el izquierdo, proporciona información de la simetría de la marcha.



- **Ancho de paso:** Esta dado por la distancia lineal entre dos puntos iguales de los pies, por ejemplo, los talones (Figura 2-5). Es una variable directamente relacionada con la estabilidad y el equilibrio; esto significa que con un amplio ancho de paso la persona incrementa su estabilidad y equilibrio.

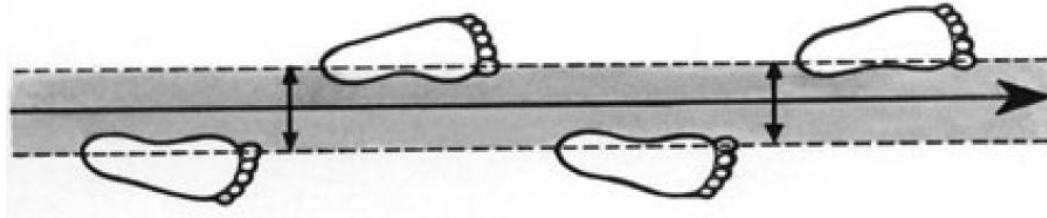


Figura 2-5. Ancho de paso
(Daza Lesmes, 2007)

- **Ángulo de paso:** Se refiere a la orientación del pie durante el apoyo. El eje longitudinal de cada pie forma un ángulo con la línea de progresión (línea de dirección de la marcha); normalmente está entre los 5° y los 8° (Figura 2-6). Una deficiencia de torsión de origen pélvico, femoral, tibial o podal de la extremidad inferior puede generar el incremento del ángulo de paso o su inversión (hacia a dentro) en cuyo caso se registra como negativo.

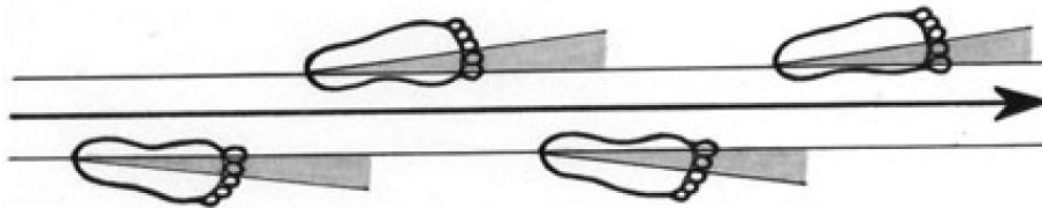


Figura 2-6. Ángulo de paso
(Daza Lesmes, 2007)



2.6 Desplazamiento del Centro de Gravedad durante la marcha

La descripción del desplazamiento del cuerpo se hace en base a la trayectoria seguida por el centro de gravedad del cuerpo.

Las leyes de la mecánica dicen que, el mínimo gasto de energía se consigue cuando un cuerpo se mueve en línea recta, sin que el centro de gravedad se desplace hacia arriba, hacia abajo, hacia la derecha o a la izquierda, y la amplitud de estos recorridos determina esencialmente la cantidad de energía que se consume al caminar.

La trayectoria del centro de gravedad que demanda el menor consumo de energía sería la de una línea recta paralela al suelo. Ésta es posible sólo sobre ruedas y nuestro movimiento de translación durante la ambulación ocurre como resultado de los cambios angulares en los dos extremos de brazos de palanca. Como la línea recta no es factible, la siguiente mejor trayectoria sería la de una curva sinusoidal que tuviera la menor amplitud posible (Wiereszen, 2005).

El cuerpo humano ha desarrollado diversos mecanismos que mejoran el rendimiento de la marcha, a través de transferencias de energía y de la reducción del desplazamiento del centro de gravedad.

Un ejemplo evidente de las transferencias entre energía potencial y cinética es el desplazamiento del centro de gravedad (C. de G.) durante la marcha. En los periodos de doble apoyo el C. de G. se encuentra en su punto más bajo y en los periodos de apoyo unipodal, alcanza su punto más alto.

Cuando el C. de G. se eleva va aumentando la energía potencial almacenada, alcanzando su valor máximo en el momento de mayor elevación. Cuando desciende va transformándose en energía cinética, la cual es máxima en el punto más bajo y es empleada en impulsar el cuerpo hacia delante, mientras se va transformando de nuevo en energía potencial (Marco Sanz, 2012).



2.6.1 Desplazamiento Vertical del Centro de Gravedad.

En la marcha normal el centro de gravedad se mueve hacia arriba y hacia abajo, de manera rítmica, conforme se mueve hacia delante.

El punto más alto se produce cuando la extremidad que carga el peso está en el centro de su fase de apoyo. El C. de G. alcanza su punto más alto a medida que el peso corporal cruza sobre la extremidad apoyada, es decir que durante el soporte simple asciende (Daza Lesmes, 2007).

El punto más bajo ocurre en el momento del apoyo doble, cuando ambos pies están en contacto con el suelo. El C. de G. en su desplazamiento hacia arriba y abajo describe una curva sinusoidal muy suave sin cambios bruscos de desviación que es la que requiere un menor consumo energético (Figura 2-7). En una zancada el centro de gravedad se desplaza dos veces hacia arriba. El desplazamiento vertical medio en el adulto masculino es aproximadamente de 5 cm (Wiereszen, 2005).

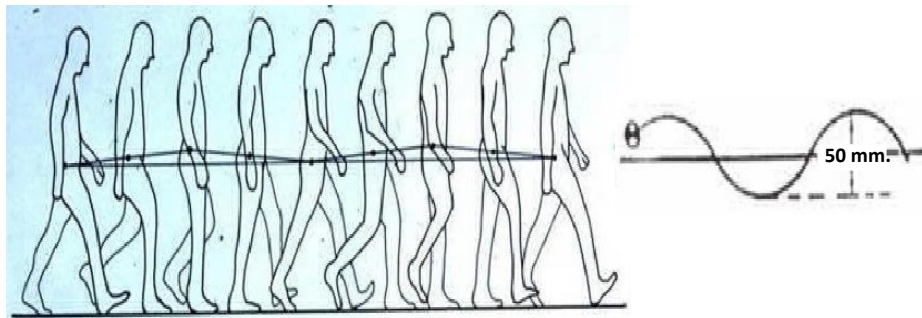


Figura 2-7. Desplazamiento vertical del centro de gravedad (Norma, 2011)

2.6.2 Desplazamiento Lateral del Centro de Gravedad.

Cuando el peso se transfiere de una pierna a otra, hay una desviación de la pelvis y del tronco hacia el lado o extremidad en la que se apoya el peso del cuerpo. El centro de gravedad, al tiempo que se desplaza hacia delante no sólo sufre un movimiento rítmico hacia arriba y abajo, sino que también oscila de un lado a otro.

El límite de los movimientos laterales del centro de gravedad ocurre cuando cada extremidad está en el apoyo medio y la línea del centro de gravedad es también en este caso una curva sinusoidal suave (Figura 2-8). El desplazamiento lateral es aproximadamente de 5 cm. (Wiereszen, 2005).

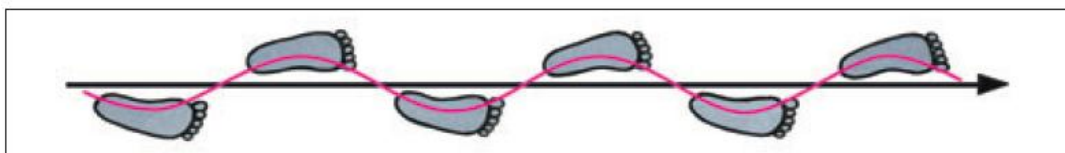


Figura 2-8. Desplazamiento lateral del centro de gravedad (Daza Lesmes, 2007)



2.6.3 Mecanismos de control para hacer que el centro de gravedad no se desplace demasiado

Para reducir el desplazamiento del C. de G. el organismo cuenta con unos factores biomecánicos esqueléticos, que intervienen para hacer que su trayectoria sea más suave. Estos factores disminuyen la amplitud de la curva, desde unos 75mm., que se producirían en el modelo teórico, a unos 50 mm., que se consiguen en la marcha normal, suavizando además su trayectoria y convirtiéndola en una línea sinusoidal (Marco Sanz, 2012).

Los factores biomecánicos que reducen y suavizan los desplazamientos verticales del C. de G. son:

- Inclinación de la pelvis hacia el lado de la pierna oscilante.
- La rotación de la pelvis.
- La flexión de rodilla en el periodo del apoyo.
- Los movimientos coordinados de rodilla, tobillo y pie.

El principal factor biomecánico que disminuye el desplazamiento lateral del C. de G. es:

- El ángulo femoro-tibial o valgo fisiológico de rodilla.

Inclinación de la pelvis hacia el lado de la pierna oscilante

Este movimiento ocurre en el plano frontal. En la marcha normal la pelvis desciende alternativamente, primero alrededor de una articulación de la cadera y luego de la otra (Figura 2-9). El desplazamiento desde la horizontal es muy ligero y, generalmente, no pasa de los 5°. En la posición de pie esto es un signo positivo de Trendelenburg; en la marcha es una característica normal que sirve para reducir la elevación del centro de gravedad (Wiereszen, 2005).

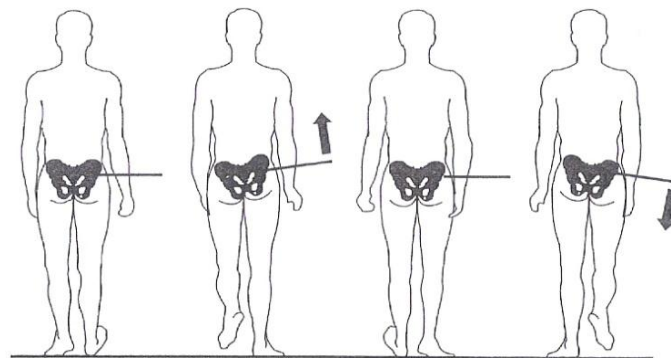


Figura 2-9. Movimiento de la pelvis en el plano frontal
(Viladot Voegeli, 2004)



Rotación de la pelvis.

La pelvis también realiza un movimiento de rotación hacia adelante en el plano horizontal, parecido al movimiento de un compás que puede desplazarse sin cambiar la altura de la cruz (Figura 2-10). La amplitud de este movimiento es de aproximadamente 8° en el lado de la fase de balanceo (4° a cada lado de la línea central). Esta característica de la marcha normal permite un paso ligeramente más largo (Wiereszen, 2005). Esta rotación se efectúa girando sobre las cabezas femorales y contribuye a disminuir en 10 mm. la elevación del C. de G. (Marco Sanz, 2012).

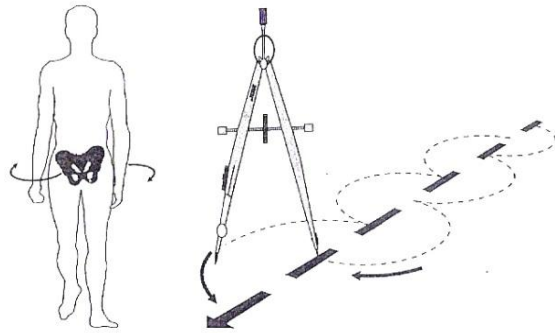


Figura 2-10. Rotación pélvica en el plano horizontal
(Viladot Voegeli, 2004)

Flexión de la rodilla durante el periodo de apoyo.

Inmediatamente después del contacto del talón, empieza la flexión de la rodilla y continúa durante la primera parte de la fase de apoyo hasta aproximadamente los 20° de flexión, lo que contribuye a disminuir en unos 10 mm. la elevación del C. de G. Esta característica de la marcha normal ayuda a suavizar la línea del centro de gravedad y reduce su desplazamiento hacia arriba cuando el cuerpo se mueve apoyado sobre el pie en que se apoya (Wiereszen, 2005).

Los movimientos coordinados de rodilla, tobillo y pie.

La coordinación de movimientos de rodilla, tobillo y pie (Figura 2-11), actúa, sobre todo, modulando la curva para evitar los cambios bruscos de dirección, de manera que cuando el tobillo se extiende la rodilla tiende a flexionarse y al contrario cuando el tobillo se flexiona la rodilla se extiende, mientras que en el centro del apoyo, ambas articulaciones se flexionan.

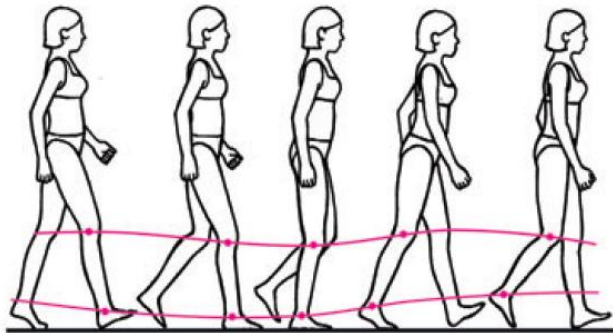


Figura 2-11. Movimientos coordinados de la rodilla, tobillo y pie durante el periodo de soporte
(Daza Lesmes, 2007)

La acción de tres rodillos sucesivos, de talón, tobillo, y antepié durante la fase de apoyo, suaviza, también, de forma importante la trayectoria del C. de G., ya que el pie no actúa como un todo, con un sólo eje de giro, sino que lo hace alrededor de 3 centros sucesivos de rotación (Marco Sanz, 2012).



El ángulo femoro-tibial o valgo fisiológico de rodilla.

Cuando una persona camina su cuerpo oscila de un lado a otro, hacia el lado del miembro en carga. El desplazamiento lateral del C. de G., es sólo de 4 a 5 cm, gracias a la presencia del ángulo tibiofemoral o valgo fisiológico de rodilla, que reduce la distancia que debe de recorrer el C. de G. para proyectarse sobre la tibiotarsiana del miembro que apoya (Marco Sanz, 2012).

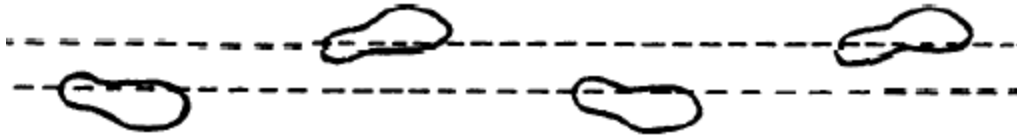


Figura 2-12. Ancho de la base de sustentación (Wiereszen, 2005)

La Figura 2-12 muestra dos líneas que van a través de los sucesivos puntos medios de la fase de apoyo de cada pie. La distancia entre las dos líneas representa la medida de la base de sustentación. Como la pelvis debe desplazarse hacia el lado del apoyo del cuerpo para mantener la estabilidad en el apoyo medio, la estrecha base de sustentación reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad (Figura 2-13 A) (Wiereszen, 2005).

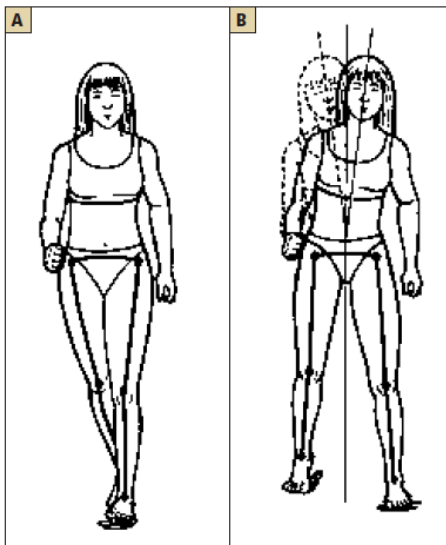


Figura 2-13. Valgo de la rodilla
A. Pequeña base de sustentación con el genu valgo fisiológico
B. Amplia base de sustentación (Daza Lesmes, 2007)

Una amplia base de sustentación (Figura 2-13 B) incrementa la estabilidad pero a un costo alto de la eficiencia energética, debido a que genera un desplazamiento brusco y mayor del centro de gravedad a medida que se transfiere el peso corporal de una extremidad a otra. Por esto la medición del ancho de paso permite conocer en cierta medida la eficiencia de la marcha (Daza Lesmes, 2007).

Capítulo

3

Objetivo



CAPÍTULO 3. OBJETIVO

3.1 Introducción

Los padecimientos reumáticos como la OsteoArtrosis (OA) y la artritis reumatoide constituyen un problema de salud pública en América Latina debido a su prevalencia y a su impacto en los servicios de salud. Ambas variables van en aumento ya que la velocidad de envejecimiento será especialmente rápida en la región. Se piensa que en el año 2030, la población mayor de 60 años será de 2.5 a 3.5 veces mayor cuando se compara con las cifras del año 2000 (Cardiel M. H., 2011)

En México la OA afecta a cerca del 80% de las personas mayores de 65 años, lo que representa alrededor de 4.8 millones de personas. De seguir esta tendencia, se prevé que en el año 2050, 19 millones de habitantes sufrirán este mal (Espinosa Morales, 2005). En cuanto a su impacto, la OA en el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) constituye uno de los 10 principales motivos de consulta al Médico Familiar. (IMSS, 2008)

Asimismo, de acuerdo con un estudio denominado COPCORD llevado a cabo por el Colegio Mexicano de Reumatología, en México, hay más de 700 mil personas con artritis reumatoide. Su prevalencia según el estudio, se estima que es entre 0.5 a 0.7 por ciento de la población actual, este margen se debe a que todavía hay personas no diagnosticadas (Medina Rodriguez, 2004).

Como se mencionó en el Capítulo 1, la OA y la artritis reumatoide además de otros padecimientos reumáticos provocan la remoción total o parcial de la rodilla y su sustitución por una prótesis. Estas prótesis tienen que ser importadas por un distribuidor, lo que eleva su costo y a este hay que añadirle los gastos por los estudios requeridos, hospitalización, cirugía, entre otros. Asimismo el diseño de la prótesis no es para la antropología mexicana.

Las prótesis de rodilla, permiten recuperar movilidad y eliminan el dolor, sin embargo, no todos los modelos presentan los movimientos de rotación y deslizamiento descritos en el Capítulo 1.

De acuerdo con Moreno Castilla (2009) el modelo de prótesis más usado hasta el año 2008 por el IMSS en la mayoría de las sustituciones protésicas es la Prótesis Kinemax Plus, distribuida en México por Ortopedia Hisa. Este permite únicamente la rotación que se presenta durante el movimiento de flexo extensión, es decir, permite sólo un grado de libertad en el plano sagital en un rango de flexión de 0° a 120°. Como resultado no se recupera totalmente la función.

Hoy en día, la prótesis de rodilla, tiene una tasa de supervivencia del 90% a los diez años de seguimiento, debido a los dos problemas más importantes que ésta presenta: el aflojamiento mecánico y el desgaste del polietileno (Hamelynck, 2010). Esto representa un problema para pacientes jóvenes, pues requerirían varios recambios a lo largo de su vida.

A continuación se explica con más detalle la prevalencia de enfermedades reumáticas, el número de prótesis implantadas y sus costos.



3.1.1 Prevalencia de enfermedades reumáticas

La OA es la enfermedad reumática más frecuente a nivel mundial y una de las principales causas de dolor articular y discapacidad de la población adulta.

Por otro lado, la artritis reumatoide afecta del 0.2% al 5% de la población mundial principalmente al grupo en edad productiva, es decir, a los 40 años \pm 10 años (25-50 años aunque puede comenzar a cualquier edad). Es más frecuente en mujeres que en hombres, con una relación de 3:1, esta diferencia entre sexos disminuye a edades más avanzadas (IMSS, 2009).

En la Ciudad de México, en el año 2002, en una muestra de 2500 individuos se encontró una prevalencia de artrosis de 2.3% en población adulta y una prevalencia de artritis reumatoide de 0.3% (Cardiel & Rojas-Serrano, 2002).

El INR (Instituto Nacional de Rehabilitación) reporta las siguientes cifras en el año 2007 (IFAI, 2007):

- Número de personas afectadas por osteoartritis: 3900 anuales
- Número de personas afectadas por artritis reumatoide: 317 anuales
- Edades promedio de las personas afectadas: 64 años
- Porcentajes de hombres y mujeres afectados: Hombres: 26% Mujeres 74%

En otro estudio realizado en el año 2011, se puede observar las diferencias en la prevalencia de enfermedades reumáticas en 5 regiones de México (Peláez-Ballestas , Sanin, Moreno-Montoya , Alvarez-Nemegyei, & Burgos-Vargas, 2011).

En este estudio, la muestra es de 19,213 individuos, de los cuales 60.3% (11,602) eran mujeres, la edad promedio era 42.8 años y 79.4% (15,255) tenían un trabajo remunerado. En los resultados obtenidos (Tabla 3-1) es particularmente importante la alta prevalencia de artritis reumatoide en Yucatán.

Tabla 3-1. Prevalencia de las enfermedades reumáticas más comunes en 5 regiones de México.
Los valores están en porcentajes (95% CI)

Variable	Ciudad de México n= 4095	Nuevo León n=4712	Yucatán n=3915	Sinaloa n=4879	Chihuahua n=1647
Osteoartritis	12.8 (11.8-13.9)	16.3 (15.2-17.3)	6.7 (6.0-7.6)	2.5 (2.1-3.0)	20.5 (18.6-22.6)
Artritis Reumatoide	1.0 (0.7-1.4)	0.7 (0.5-1.0)	2.8 (2.3-3.3)	1.8 (1.4-2.2)	1.9 (1.3-2.7)
Espondilitis anquilosante	0.09 (0.02-0.2)	0.04 (0.05-0.1)	0.04 (0.05-0.1)	0.2 (0.1-0.4)	0.6 (0.2-1.1)
Artritis Inflamatoria	0.6 (0.4-0.9)	4.5 (4.0-5.2)	0.4 (0.2-0.6)	0.3 (0.2-0.6)	0.2 (0.06-0.6)



Prevalencia de enfermedades reumáticas en 5 regiones de México

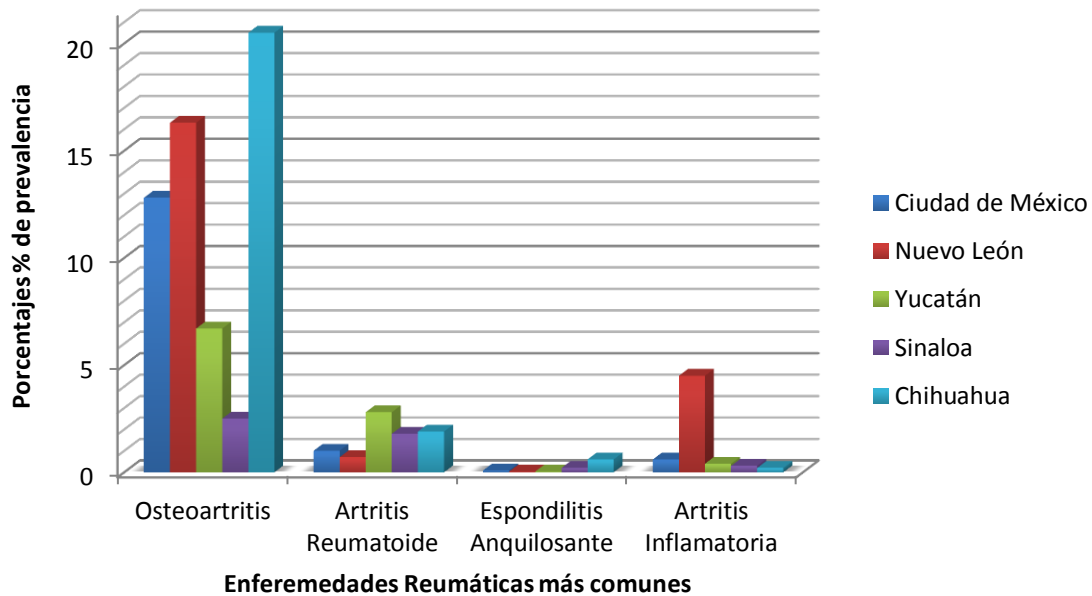


Gráfico 3-1. Prevalencia de enfermedades reumáticas en 5 regiones de México

3.1.2 Número de Prótesis de rodilla implantadas en México

Como se mencionó en el Capítulo 1, cuando fracasan los demás tratamientos médicos es necesario implantar una prótesis de rodilla para aliviar el dolor y recobrar el rango de movimiento. El número de prótesis implantadas depende de la institución.

- En el Hospital General "Dr. Manuel Gea González" se implantan 50 prótesis de rodilla y 60 de cadera anuales (Sierra Martínez, 2004).
- En la Unidad Médica de Alta Especialidad (UMAE) "Doctor Victorio de la Fuente Narváez" del IMSS se implantan al mes 130 prótesis de rodilla y cadera. (Pérez Correa, 2010)
- A su vez, el INR reporta las siguientes cifras referidas a la implantación de prótesis de rodilla del año 2000 a 2007 (IFAI, 2007):
 - Número de prótesis totales de rodilla implantadas: 1026
 - Número de prótesis parciales de rodillas implantadas: 4
 - Origen de las prótesis utilizadas en México: Estados Unidos de América.
 - Duración aproximada de una prótesis: 15 años



3.1.3 Costos de las Prótesis de Rodilla

Las prótesis tienen que ser importadas, lo que eleva su costo (entre los 25 y 40 mil pesos). Un implante protésico en una institución privada, significaría un gasto para el paciente de entre 70 mil y 250 mil pesos, dependiendo del nivel del hospital. (Sierra Martínez, 2004)

En el año 2009, la U.M.A.E. Hospital de Traumatología y Ortopedia Lomas Verdes refiere que el precio de compra de una prótesis total no estabilizada es de **\$21,668** más IVA. (IFAI, 2009)

Por otro lado, la U.M.A.E. Hospital de Traumatología y Ortopedia “Magdalena de las Salinas” refiere las siguientes cifras sobre los costos de prótesis de rodilla y de los servicios otorgados a los pacientes de prótesis de rodilla. (IFAI, 2010)

Tabla 3-2. Precios de Prótesis de Rodilla 2010 (IFAI, 2010)

CONCEPTO	PRECIO UNITARIO (M.N.)	I.V.A. (M.N.)	IMPORTE TOTAL (M.N.)
FEMORAL	\$ 7,179.97	\$ 8,328.77	\$ 8,328.77
TIBIAL	\$ 6,075.74	\$ 7,047.86	\$ 7,047.86
INSERTO	\$ 1,335.65	\$ 1,549.35	\$ 1,549.35
PATELA	\$ 1,351.97	\$ 1,568.29	\$ 1,568.29
TOTAL			\$ 18,494.27

Tabla 3-3. Tabla de costos unitarios de capitales constitutivos¹⁵ a partir del 1 de Enero del 2010 (IFAI, 2010)

META	CONCEPTO	IMPORTE (M.N.)
Diagnóstico y Hospitalización	Consulta de Especialidad	\$ 1,362
	Día paciente	\$ 4,939
	Intervenciones Quirúrgicas	\$ 25,222
	Día paciente Terapia Intensiva	\$ 29,080
Estudios de Laboratorio e Imagenología¹⁶	Análisis Clínicos	\$ 95
	Estudios de Radiodiagnóstico	\$ 383
	Laminillas Interpretadas	\$ 264
	Estudios de Resonancia Magnética	\$ 9,788
	Estudios de Tomografía Axial Computarizada	\$ 8,793
	Estudios de Electrodiagnóstico	\$ 254
	Ultrasonografía	\$ 383
Rehabilitación	Sesiones de Medicina Física Rehabilitación	\$ 100
Urgencias	Ambulancia de Urgencias	\$ 1,727
	Atención de Urgencias	\$ 1,727
TOTAL		\$84,117

¹⁵ La cantidad que los patrones desembolsan por concepto de atención médica, hospitalaria y prestaciones similares en los casos en los que los trabajadores no están inscritos al seguro social o lo están con salarios inferiores por causa imputable al patrón que perjudica al trabajador, de manera deliberada o no.

¹⁶ Conjunto de técnicas y procedimientos que permiten obtener imágenes del cuerpo humano con fines clínicos o científicos.



De las cifras anteriores, se obtiene un costo promedio de una prótesis de rodilla de \$20,081. A esta cantidad se le suman los costos debidos a los servicios que recibe un paciente de prótesis de rodilla en un hospital público de tercer nivel (Tabla 3-3) y después se multiplica por el número de pacientes al año a los que se les implantó una prótesis de rodilla durante el 2010, así se obtiene el costo total en el 2010 por artroplastias de rodilla en un hospital del IMSS (Tabla 3-4)

Tabla 3-4. Costos por Artroplastias en el año 2010 en un hospital nivel 3 del IMSS

Costo promedio de prótesis de rodilla	Costos de los servicios otorgados a un paciente de prótesis de rodilla	No. Prótesis de rodilla implantadas en el 2010 ¹⁷	Costo Total por Artroplastias durante el año 2010
\$20,081 M.N.	\$84,117 M.N.	59 X 12 meses=708	\$73, 772, 184 M.N.

3.2 Justificación

El costo total por artroplastias de rodilla en el año 2010 fue de \$73, 772, 184 M.N sólo en un Hospital Nivel 3 del IMSS. A esta cifra se debe agregar el costo por artroplastias de rodilla en hospitales públicos de todo el país, cifra de la cual el IMSS e ISSSTE no tienen registro. Lo que hace suponer que el costo por artroplastias de rodilla en todos los estados de la república puede ascender a los \$1, 106, 582, 760 M.N.

Considerando la prevalencia de enfermedades reumáticas en México y su tendencia futura a aumentar dada la velocidad de envejecimiento de la población, habrá en los próximos años una mayor cantidad de pacientes que requerirán prótesis de rodilla.

Debido a los gastos que genera su tratamiento, el impacto en el deterioro de la calidad de vida de los pacientes y su tendencia futura a aumentar, las enfermedades reumáticas y crónico degenerativas constituyen ya un problema de salud pública en el país.

3.3 Necesidad

Existen diversas necesidades de los pacientes con enfermedades reumáticas y crónico degenerativas en las articulaciones, pero desde el punto de vista de ingeniería de diseño y manufactura, es necesario desarrollar el diseño y fabricación de prótesis en México, que permita contar con prótesis de rodilla de diseño y manufactura nacional con la idea de disminuir los costos y aumentar la compatibilidad con la antropometría mexicana, y así mejorar la calidad de vida del paciente.

¹⁷ Se tomó la proporción 50 rodilla (45.5%) - 60 cadera (54.5%) del Hospital General "Dr. Manuel Gea González" en las 130 prótesis de rodilla y cadera implantadas mensualmente en la UMAE "Doctor Victorio de la Fuente Narváez".



Es necesario que el diseño de las prótesis cumpla los siguientes puntos:

- Recuperar la mayor movilidad posible en la rodilla.
- Disminuir el dolor.

De esta forma el paciente puede llevar a cabo actividades en la vida diaria, reincorporarse a actividades laborales, de educación y continuar así con su proyecto de vida.

3.4 Solución y Objetivo

Se proponen dos soluciones, una es preventiva y otra correctiva. Las acciones preventivas consisten en el diagnóstico oportuno y en reducir su incidencia, para que no sea necesario el implante de la prótesis. La acción correctiva consiste en reducir la inversión en prótesis de rodilla.

La primer solución tiene su fundamento en que muchos de los pacientes con enfermedades reumáticas no son atendidos por los sistemas de salud y los pacientes que han recurrido a la atención médica son atendidos por el médico general, así varias enfermedades que deberían ser manejadas por el médico especialista en reumatología no se diagnostican, sumado a esto, el número de médicos reumatólogos en América Latina es insuficiente (Cardiel M. H., 2011), como resultado, los pacientes no reciben oportunamente el tratamiento especializado. Por esto, se debe entrenar a más médicos reumatólogos y capacitar mejor a los médicos de atención primaria. Además del diagnóstico oportuno, una forma de reducir la incidencia de las enfermedades reumáticas es incrementar la conciencia social sobre la frecuencia y el riesgo de la obesidad y diabetes en la región y su impacto en las enfermedades reumáticas.

De no ser cumplida la solución preventiva, la Reumatología en Latinoamérica deberá ajustar sus servicios para atender el creciente número de dichas patologías, lo que llevaría a una mayor necesidad de prótesis de rodilla y entonces tiene fundamento la segunda solución, que a diferencia de la primera, si es del ámbito de la Ingeniería Mecánica.

La segunda solución es reducir la inversión del Sector Salud en el costo de las prótesis de rodilla, ya sea mediante el diseño de una prótesis de rodilla y su fabricación en México o fabricar en el país las prótesis para las empresas extranjeras, pero en este último caso el diseño no es compatible con la antropometría mexicana.

Por lo tanto, se propone obtener un modelo computacional que permita establecer la relación entre la geometría de los elementos, grados de libertad de la rodilla, materiales anisotrópicos, viscoelásticos, no homogéneos y las condiciones de contacto a las que se encuentran sujetos los elementos de la rodilla para estudiar y entender el comportamiento de los elementos de la rodilla humana bajo la condición más crítica durante la marcha.



Debido a la complejidad del modelo propuesto el objetivo del presente trabajo de tesis es realizar un modelo preliminar de la rodilla con las siguientes simplificaciones:

- Considerar un comportamiento homogéneo y transversalmente isotrópico en el tejido óseo (Cerrud Sánchez, Narváez Clemente, Muñoz González, & Schouwenaars, 2005).
- El comportamiento de los ligamentos se asume hiperelástico (Peña E. , Calvo, Martínez, Palanca, & Doblaré, 2005).
- Considerar un comportamiento homogéneo e isotrópico en los meniscos (Peña et al., 2005).
- Las zonas de contacto entre huesos y meniscos se simplificaron, modificando la geometría hasta obtener superficies paralelas entre sí.
- La geometría de la zona de inserción de los ligamentos en los huesos se simplificó para que las superficies en la zona de contacto fueran planas.

3.5 Metas

Actividades a desarrollar:

- Estudiar anatomía y fisiología de la rodilla.
- Estudiar el Ciclo de la Marcha
- Desarrollar una Metodología para crear un modelo 3D a partir de tomografías.
- Obtener contornos de la geometría de los huesos de la rodilla a partir de tomografías en el sistema Mimics.
- Exportar los contornos del sistema Mimics al sistema CATIA para formar un sólido volumétrico.
- Modelar en el sistema CATIA los meniscos a partir del estudio de la anatomía de la rodilla humana.
- Exportar los modelos sólidos de tejido óseo generados en CATIA a NX para agregar los ligamentos y mallar la rodilla completa.
- Importar a Abaqus la malla de elementos finitos volumétricos, para resolver el modelo en este sistema.

Capítulo

4

Caso de Estudio



CAPÍTULO 4. CASO DE ESTUDIO

4.1 Introducción

Las simulaciones por elementos finitos ayudan a entender la distribución y variación de esfuerzos y deformaciones en estructuras mecánicas así como en el esqueleto humano y en tejidos blandos (DeMiguel, Cegoñino, Azanza, Ruiz, & Morales, 2006). Debido a las limitaciones inherentes de estudios experimentales como su alto costo, dificultades asociadas con la obtención de medidas precisas de deformación y esfuerzo y especialmente la difícil y algunas veces imposible reproducción de ciertas situaciones naturales, patológicas o degenerativas de la rodilla humana. Un modelo apropiado de elementos finito puede proveer información que de otra forma sería difícil de obtener de los experimentos, reduciendo tanto tiempo como costos (Peña E. , Calvo, Martínez, & Doblaré, 2006). De ahí el interés por contar con modelos numéricos que simulen de forma suficientemente aproximada la articulación de la rodilla humana y así estimar su comportamiento durante las diferentes fases del ciclo de marcha normal.

Para lograr lo anterior se propuso una metodología que comienza con el manejo de tomografías en el sistema Mimics, hasta obtener un modelo sólido 3D a partir del cual es posible obtener una malla de elementos finitos.

Así, en el presente trabajo, se propone estudiar y entender el comportamiento de los elementos de la rodilla humana bajo la condición más crítica durante la marcha, mediante un análisis de elementos finitos.

Se obtuvieron tomografías de las 2 articulaciones de la rodilla (Figura 4-1), cortesía del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR). Las tomografías corresponden a un individuo masculino sano, de 27 años, 75 kg. y estatura de 1.68 m.

Para el estudio sólo se modeló la rodilla derecha, bajo la suposición de que el individuo es diestro, por lo que el ciclo de la marcha comienza con el choque del talón derecho en el piso.

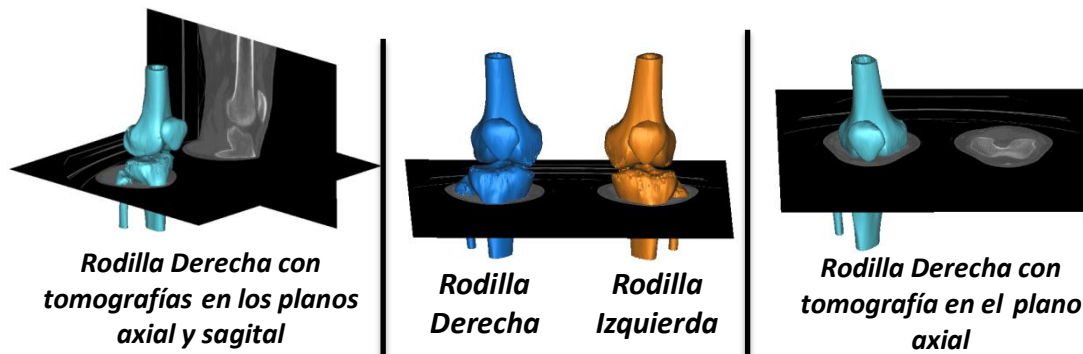


Figura 4-1. Rodilla derecha e izquierda a partir de tomografías.



4.2 Consideraciones

4.2.1 Carga

Como se menciona en el Capítulo 2, el ciclo de la marcha se compone de dos periodos. El primer periodo, denominado periodo de apoyo ocupa el 62% del ciclo de la marcha y es el periodo más exigente, pues es cuando la pierna apoyada recibe el peso del cuerpo además de los esfuerzos que realizan los músculos para estabilizar la articulación, el 38% restante lo ocupa el periodo de balanceo, en el cual la articulación es sometida a esfuerzos menores, ya que el pie no está apoyado en el suelo, por ende, las superficies articulares se encuentran más separadas.

Si bien, el ciclo de la marcha es un fenómeno dinámico, la frecuencia con la cual se repite, considerando un desplazamiento con cadencia normal, es tan baja (del orden de un paso por segundo), que el mismo puede estudiarse como una sucesión de estados estacionarios, de los cuales el más relevante es aquel en donde la carga sobre la articulación es máxima. (Di Paolo, Berli, Campana, Ubal, & Cárdenes, 2012).

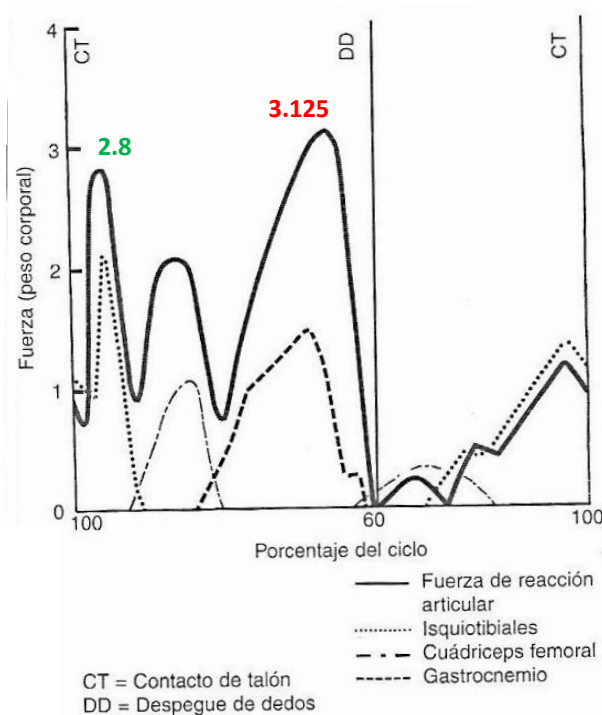


Figura 4-2. Fuerza de reacción articular
Cit. En Nordin & Frankel, 2004

En la Figura 4-2 se muestra la fuerza de reacción articular, expresada como peso corporal, transmitida a través de la meseta tibial en un ciclo de marcha, así como las fuerzas musculares que producen las magnitudes pico de la fuerza de reacción. En la figura los valores más altos de la fuerza de reacción ocurren justo después del contacto con el talón (2.8 veces el peso del cuerpo) y durante el final de la fase de soporte terminal (3.125 veces el peso del cuerpo), justo antes del despegue de los dedos.

De estos dos casos, se considera más crítico el segundo debido a que la intensidad de la fuerza (3.125) es mayor y se aplica durante un tiempo más extenso en el ciclo de la marcha.

De acuerdo con la gráfica el pico de la curva ocurre aproximadamente en el 47% del ciclo. Como resultado se propone analizar la rodilla en un instante durante la fase de soporte terminal, ya que ésta abarca del 30% al 50% del ciclo de la marcha y representa el segundo soporte simple.



Ahora que se conoce la carga a la que se encuentra sujeta la rodilla en el momento más crítico de la marcha y a qué fase y porcentaje del ciclo pertenece, es necesario saber la posición que tiene la rodilla en ese instante.

4.1.2 Posición

En el Capítulo 1, se habló de los rangos de movimiento de la articulación tibiofemoral. En el plano transversal se da la rotación axial (hasta 45° en rotación externa y 30° en rotación interna), en el plano sagital ocurre el movimiento de flexoextensión que puede alcanzar hasta los 160° en flexión pasiva y en el plano frontal se dan los movimientos de abducción y aducción que son de sólo unos pocos grados. Así, aunque el movimiento de la articulación tibiofemoral se produce en los tres

planos, es en el plano sagital donde el rango de movimiento es máximo (flexoextensión).

Durante la marcha normal no se alcanzan ángulos de flexión tan grandes como los 140° de la flexión activa o los 160° de la flexión pasiva, sino que durante la marcha, el rango de movimiento va de 0 a 70° en movimientos de flexión y extensión.

En la Figura 4-3 se observa el rango de movimiento de la articulación tibiofemoral durante un ciclo de marcha. Los ángulos fueron medidos a partir de la posición de referencia (Figura 4-4),

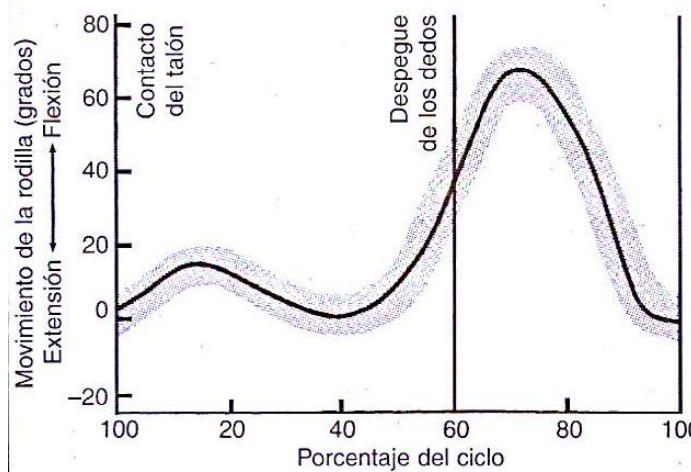


Figura 4-3. Rango de movimiento de la articulación tibiofemoral en el plano sagital.

El área sombreada indica la variación entre 60 sujetos (Rango de edad de 20 a 65 años) Cit. En Nordin & Frankel, 2004

definida cuando el eje longitudinal del muslo se sitúa en la prolongación del eje longitudinal de la pierna.

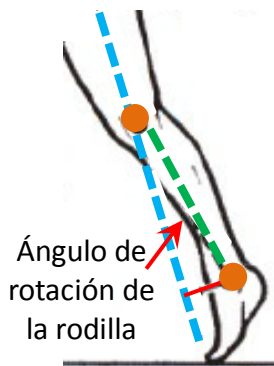


Figura 4-4. Posición de referencia para medir el ángulo de la rodilla.

En la Figura 4-3 se observa extensión completa o casi completa en el inicio del periodo de apoyo (0% del ciclo) cuando ocurre el choque del talón, y durante la fase de soporte terminal.

De acuerdo a la Figura 4-3, en el 47% del ciclo de la marcha el ángulo varía de 5° a 0°. Debido a que el ángulo es pequeño se puede considerar que en ese instante la rodilla se encuentra en extensión.

Finalmente, la posición en la que se analizará la rodilla será la de extensión aplicándole una carga de 3.125 veces el peso del individuo.

4.3 Metodología propuesta

La metodología propuesta tiene el fin de poder apreciar cuales son las ventajas, desventajas y aplicaciones al usar uno u otro formato (IGES ó STL), para obtener finalmente una malla volumétrica en Abaqus. Debido a la geometría irregular de los huesos, meniscos y ligamentos, los principales problemas fueron:

- Algunos Elementos finitos se encontraban deformados, así que se buscaron diferentes soluciones hasta lograr que los elementos ya no presentaran errores y pudiera llevarse a cabo la simulación, entre estas soluciones está el editar la geometría, usar un programa más accesible para mallar y que la malla sea una malla huérfana.
- Zonas de contacto. Debido a la geometría de los huesos, las áreas donde entraban en contacto con los meniscos y ligamentos eran muy irregulares, lo cual generaba problemas en la simulación, por lo que tuvo que editarse la geometría de las regiones en donde había contacto.

El tiempo de algunas actividades se presenta en la siguiente imagen:

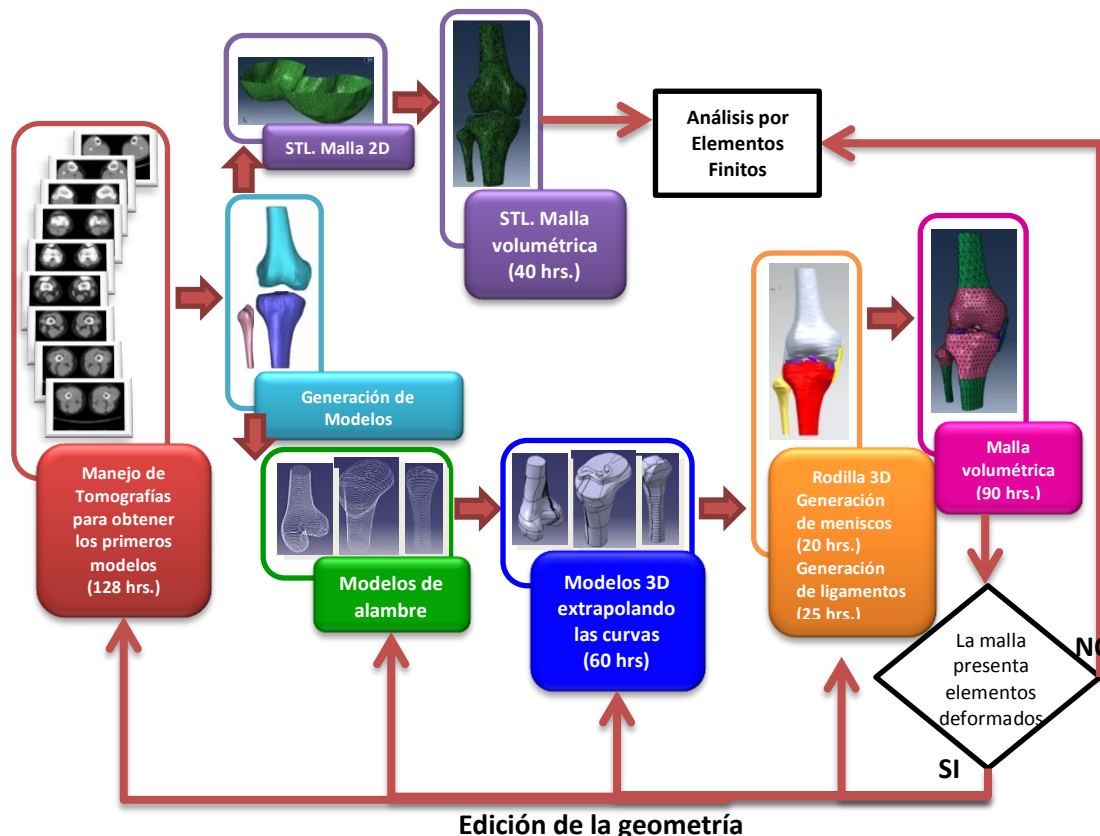
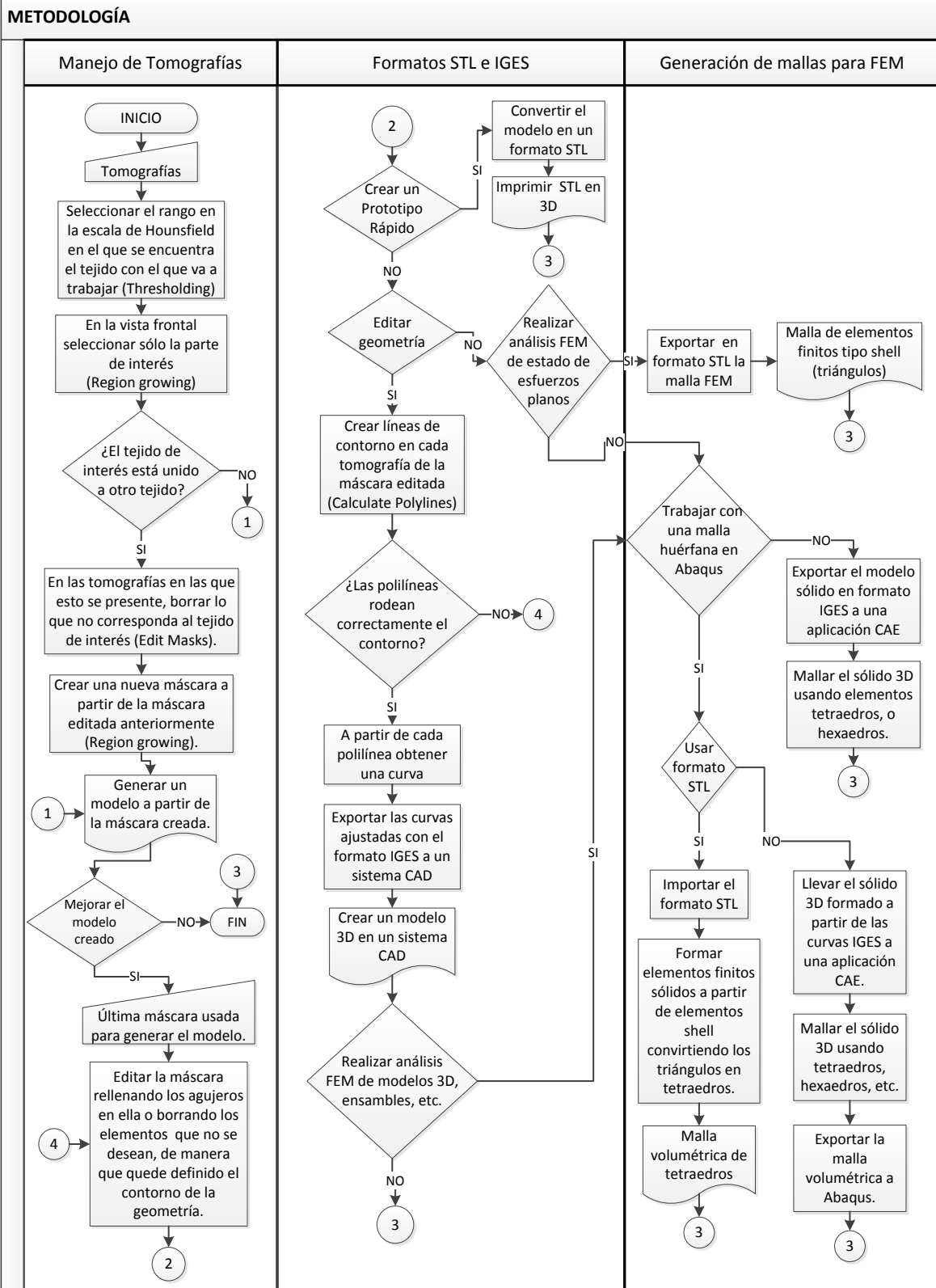


Figura 4-5. Método usado en forma gráfica





4.4 Manejo de tomografías

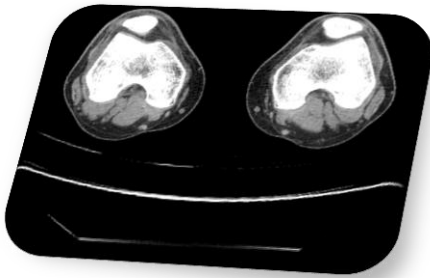


Figura 4-6. Tomografía formato DICOM.

El modelo de la rodilla derecha se obtuvo a partir de tomografías axiales computarizadas (TAC).

Las tomografías fueron otorgadas por el Instituto Nacional de Rehabilitación (INR) en formato DICOM¹⁸. Las TAC proporcionadas consisten en 87 cortes transversales de ambas rodillas cada 2.5 mm. Así, la longitud comprendida fue de 21.75 cm.

4.4.1 Selección del Rango en la escala de Hounsfield

Para obtener el modelo de la rodilla en 3D se procesaron las tomografías en el software *Mimics 10.01* (Materialise's Interactive Medical Image Control System). Este software permite controlar y manipular cada tomografía eligiendo el rango en la escala de Hounsfield en el que se encuentra el tejido con el que se va a trabajar.

El número de Hounsfield es una representación de la cantidad de radiación que fue absorbida por los tejidos. Cada pixel en una tomografía tiene un número de Hounsfield. El número Hounsfield de un tejido varía de acuerdo con la densidad de este, así los tejidos más densos tienen los números más altos. Por convención, los números altos en la escala son mostrados en las tomografías en color blanco (huesos) y los números bajos en color negro (grasa, sangre, tejidos suaves).

Para este caso se seleccionó el rango de 226-1776 que corresponde a hueso, tanto cortical como trabecular. Con esto se crea una máscara de segmentación, llamada así porque sólo incluye los pixeles cuyo número de Hounsfield se encuentra entre esos dos valores, es decir, sólo se seleccionan los huesos en la tomografía omitiendo piel y otros tejidos suaves (Figura 4-7).

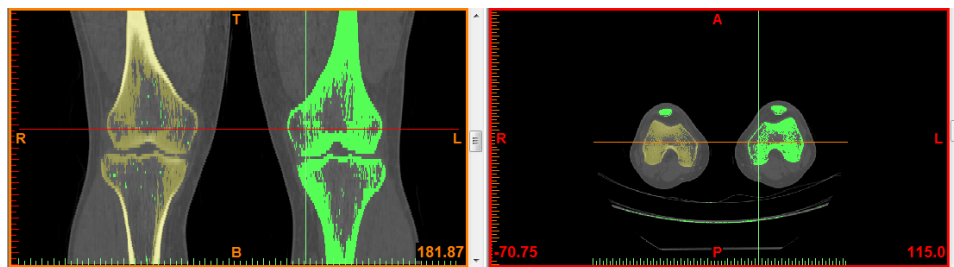


Figura 4-7. Máscara de segmentación.

La máscara verde corresponde a los pixeles dentro del rango 226-1776 en la escala de Hounsfield.

La máscara amarilla corresponde a la pierna derecha.

¹⁸ DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) es el estándar reconocido mundialmente para el intercambio de imágenes médicas, pensado para su manejo, almacenamiento, impresión y transmisión.



4.4.2 Selección de la parte de interés

Para seleccionar sólo la parte de interés, que para este trabajo es la pierna derecha, se crea una nueva máscara a partir de la anterior seleccionando en la vista frontal sólo los huesos de la pierna derecha. Con esto se excluye la pierna izquierda (Figura 4-7).

4.4.3 Separación de tejidos

Dado que se unen tibia y fémur por los valores de los pixeles y por el escaso espacio entre ellos, es necesario separarlos, editando la máscara amarilla porque es la que contiene la pierna derecha. Es decir, en todas las tomografías donde aparecen juntas la tibia y el fémur, se borra todo lo que sea tibia para formar sólo el fémur y una tomografía después también se borra la tibia. En la Figura 4-8 el color verde corresponde a la tibia, que se borró de la máscara amarilla.

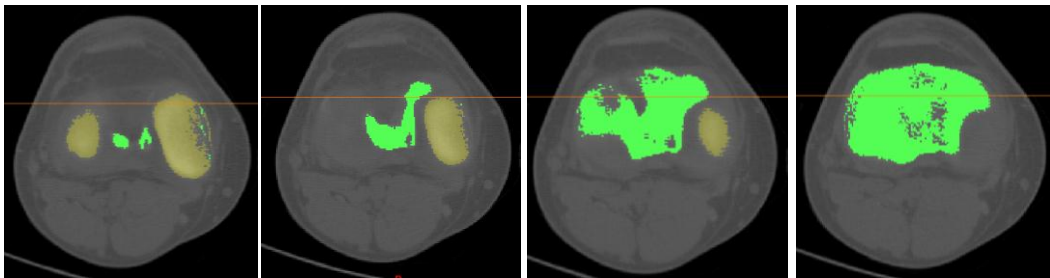


Figura 4-8. Tomografías con el fémur y tibia separados.

Una vez dividida la tomografía (Figura 4-8) se crea una nueva máscara a partir de la máscara editada seleccionando sólo el fémur, pues ya no está conectado a la tibia (Figura 4-9).

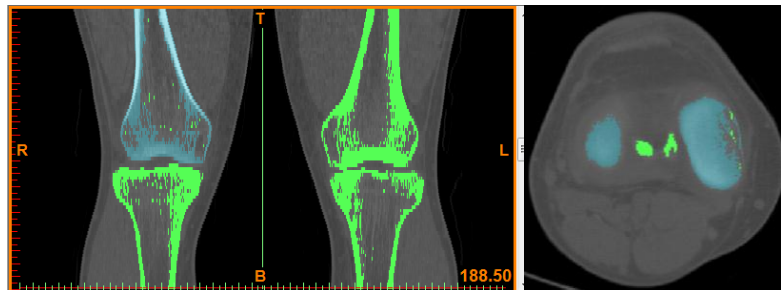


Figura 4-9. Máscara que contiene el fémur derecho
Vista frontal y vista transversal

4.4.4 Generación del modelo de la rodilla

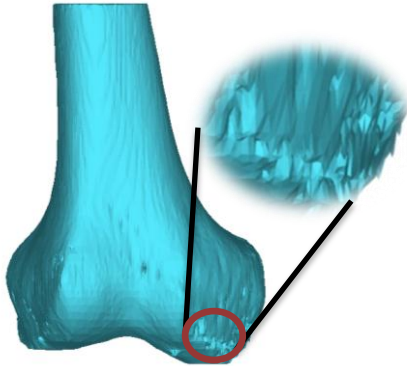


Figura 4-10. Modelo de fémur a partir de la máscara cian con imperfecciones.

Si bien en el modelo creado se puede apreciar la geometría del fémur (Figura 4-10), su calidad no es la mejor, esto es debido a que las tomografías son difusas especialmente donde se localiza el hueso esponjoso (Figura 4-11 A). Un modelo así ocasionaría problemas para su análisis en un sistema CAE.

4.4.5 Mejora del modelo creado

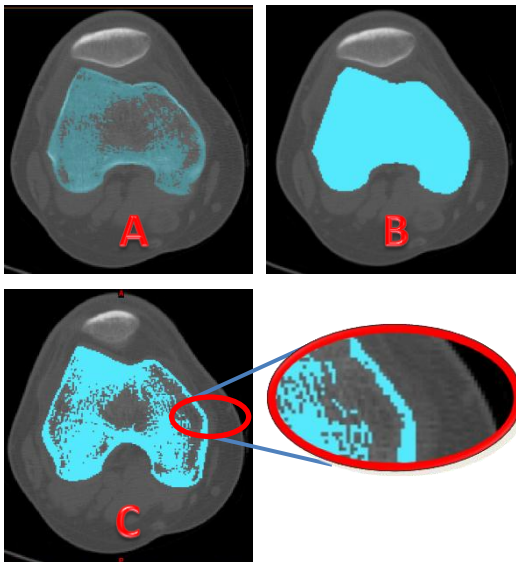


Figura 4-11. Edición de máscara para mejorar el modelo.

Para mejorar la calidad del modelo se modifica la última máscara creada (Figura 4-11 A) ya sea borrando los elementos que no se desean o rellenando los agujeros que se presentan en las tomografías de manera que los contornos se cierren y queden definidos (Figura 4-11 B).

Si se desea formar un modelo STL es necesario rellenar todos los agujeros de la malla. Si se desea utilizar el formato IGS y sólo se necesita la geometría exterior no es necesario rellenar todos los agujeros dentro del hueso, sino sólo los que se encuentren en la superficie para cerrar los contornos. Debido a que esto se hace manualmente, representa un proceso laborioso.

Después de editar la máscara, como se indicó anteriormente, el modelo presenta un mejor

acabado en la superficie (Figura 4-13). Finalmente se repitió el mismo proceso para la tibia y el peroné en archivos diferentes (Figura 4-12).

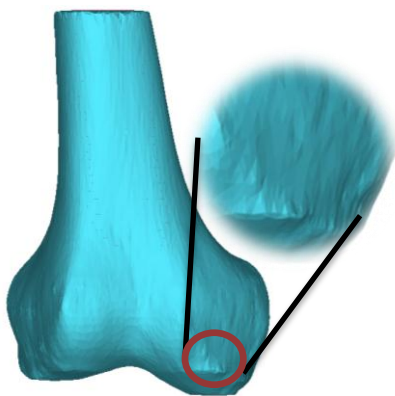


Figura 4-13. Modelo de fémur con contornos definidos

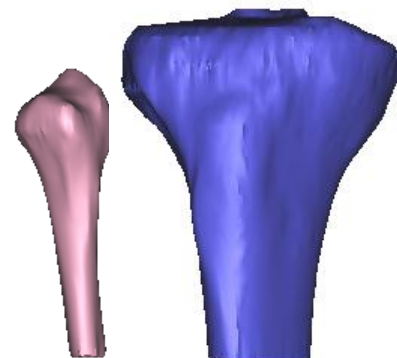


Figura 4-12. Modelos de Peroné y Tibia con contornos definidos



4.5 Formato STL

El formato STL¹⁹ consiste en una colección de triángulos formados a partir de los puntos de las superficies exteriores, de manera que una malla superficial y triangular se genera alrededor del volumen seleccionado. El número de triángulos determina la calidad de la reconstrucción. El modelo se exportó al formato STL en Mimics y se eligió la representación Binaria, ya que genera un archivo más compacto.

4.5.1 Generación de malla de elementos finitos usando el formato STL

Además de poder realizar una “impresión” 3D del modelo STL, éste también se puede usar como una malla burda del cascarón (Figura 4-14) o como una malla volumétrica (Figura 4-15) para el

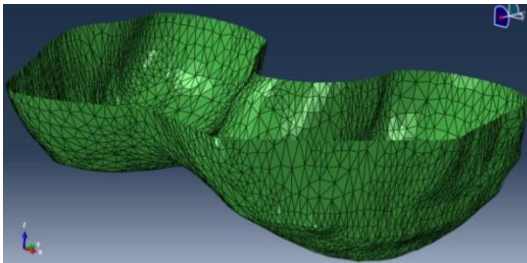


Figura 4-14. Malla de elementos finitos tipo Shell del fémur distal

análisis de elementos finitos.

Al importar el modelo STL a Abaqus éste lo reconoce como una malla huérfana de elementos finitos tipo Shell (triángulos), con lo que se puede realizar análisis por elementos finitos de estado de esfuerzos planos, sin embargo, eso no es lo que se buscaba, por lo tanto, se creó una malla huérfana volumétrica de tetraedros a partir de los triángulos

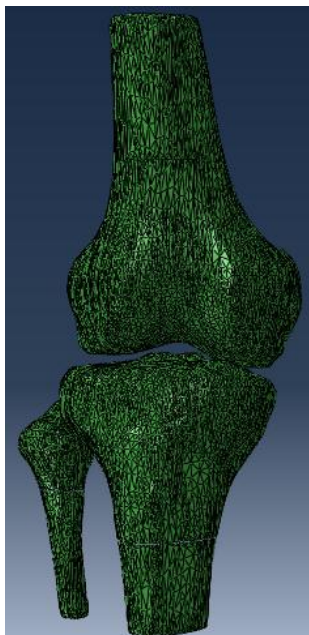


Figura 4-16. Malla volumétrica de los huesos de la rodilla a partir de un STL

(Figura 4-16).

Por tratarse de una malla huérfana, Abaqus no permite modificar su geometría. No es necesario redimensionar o colocar los huesos en la posición deseada, ya que conservan la posición que tenían en Mimics.

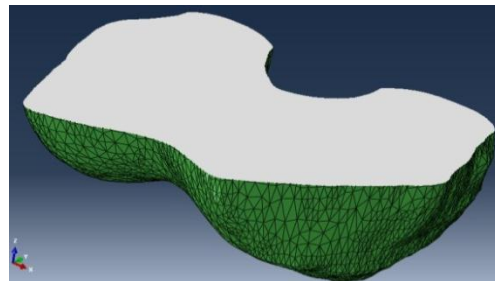


Figura 4-15. Malla volumétrica de tetraedros del fémur distal

Finalmente se decidió no usar este formato ya que la malla del modelo era muy fina (267,259 elementos tan sólo de los huesos) además porque editar su geometría requiere mayor trabajo de edición y experiencia en el manejo de superficies y editar la geometría fue necesario en las zonas de contacto con los ligamentos y meniscos, donde las superficies se hicieron paralelas entre sí.

¹⁹ STL (Standard Tessellation Language). Es un formato diseñado para las aplicaciones de estereolitografía como los prototipos rápidos y así guardar de manera sencilla información sobre objetos 3D. El formato STL puede ser de dos tipos: Binario y ASCII.



4.6 Formato IGES

El formato IGES (Initial Graphics Exchange Specification) es usado en modelos 3D de alambre para el intercambio digital de información entre sistemas de diseño asistido por computadora CAD.

4.6.1 Creación de líneas de contorno en cada tomografía

En Mimics se creó una polilínea alrededor de la máscara de interés en cada corte (Figura 4-17).

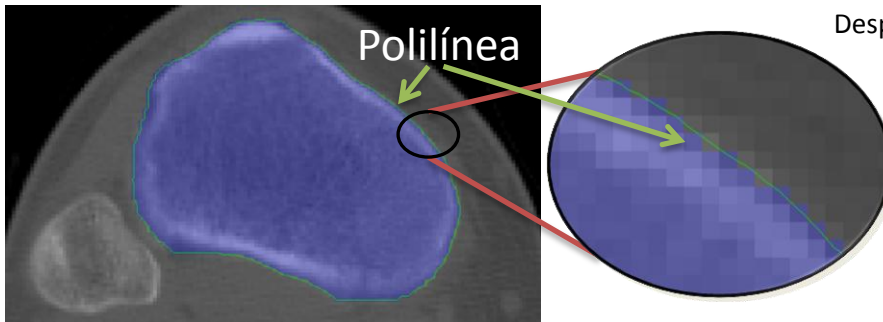


Figura 4-17. Polilínea

Después, a partir de cada polilínea se obtuvo una curva suave que se ajusta a la polilínea (Figura 4-19).

Es importante que la máscara tenga los contornos definidos (Sección 4.4), de lo contrario, las polilíneas y por lo tanto, las curvas obtenidas a partir de ellas, no seguirán el contorno de la geometría del tejido (Figura 4-18).

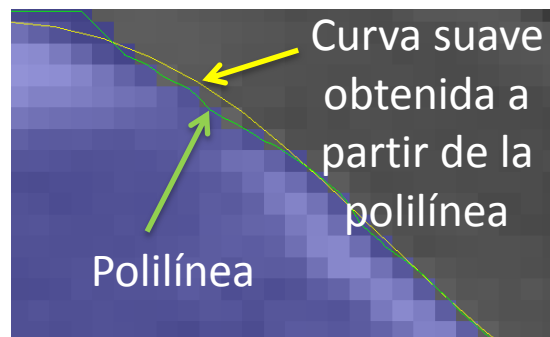


Figura 4-19. Curva a partir de polilínea



Figura 4-18. Polilínea y contornos no definidos



4.6.2 Creación de un modelo 3D en un sistema CAD mediante polilíneas

Las curvas ajustadas de cada geometría se guardaron en *Mimics* con el formato IGES y se exportaron a *CATIA V5R19*, donde se utilizaron para formar un modelo 3D de la tibia (Figura 4-20), fémur (Figura 4-21) y peroné (Figura 4-22).

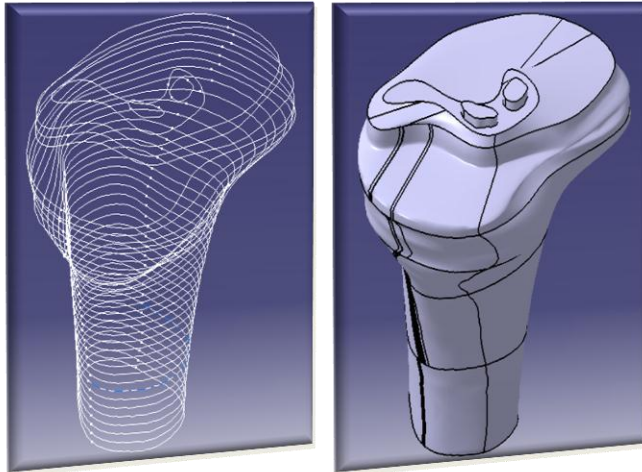


Figura 4-20. Contornos de la tibia y tibia como un sólido 3D

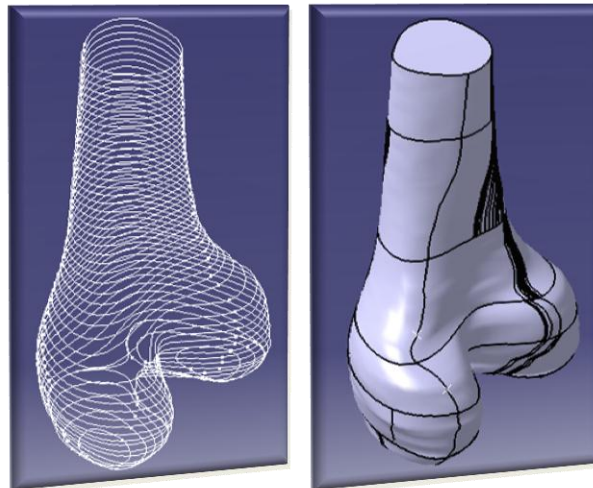


Figura 4-21. Contornos del fémur y fémur como un sólido 3D

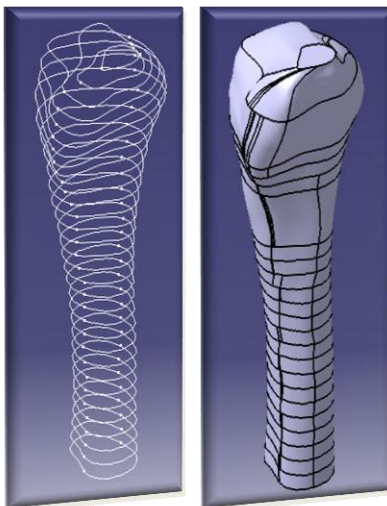


Figura 4-22. Contornos del peroné y peroné como un sólido 3D



4.7 Modelado de Meniscos y Ligamentos

Se modelaron los meniscos Lateral y Medial (Figura 4-23) y los siguientes ligamentos (Figura 4-24):

- Ligamentos Colaterales, Medial y Peroneo.
- Ligamentos Cruzados, Anterior y Posterior.

Los meniscos se modelaron en *CATIA V5R19*. Los huesos y los meniscos fueron exportados en formato STEP²⁰ a *NX 7.5 (Unigraphics)*, donde se dibujaron los ligamentos siguiendo la literatura médica.

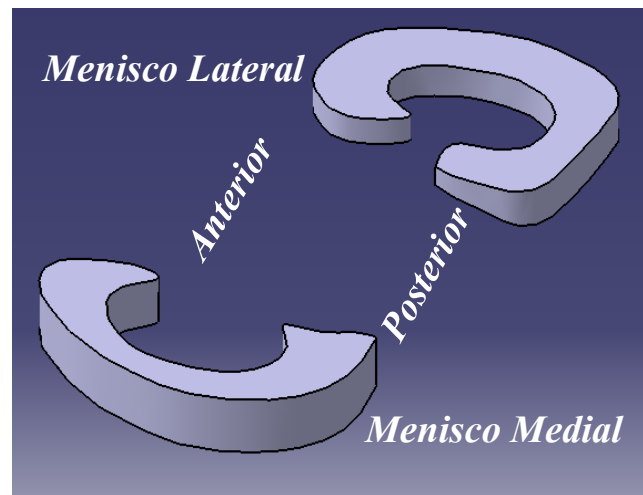


Figura 4-23. Meniscos en CATIA

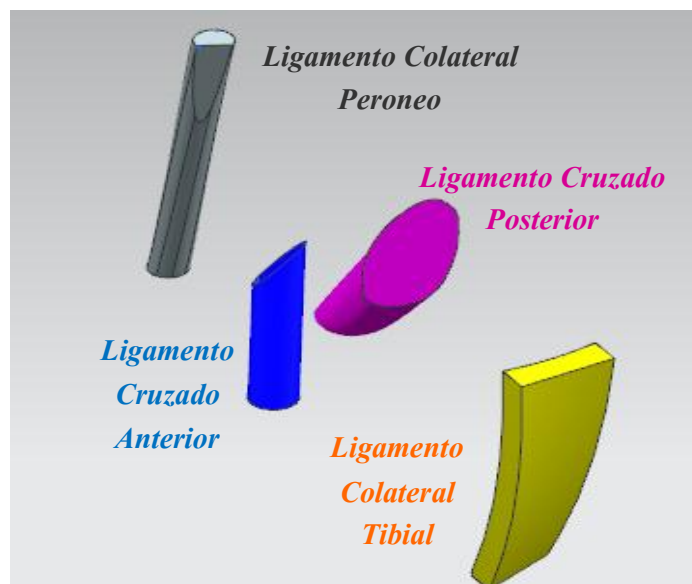


Figura 4-24. Ligamentos de la Rodilla en Unigraphics

²⁰ (Standard for the Exchange of Product Model Data).Traslada sólidos individuales y ensambles manteniendo la estructura y posicionamiento de los componentes dentro del ensamble.

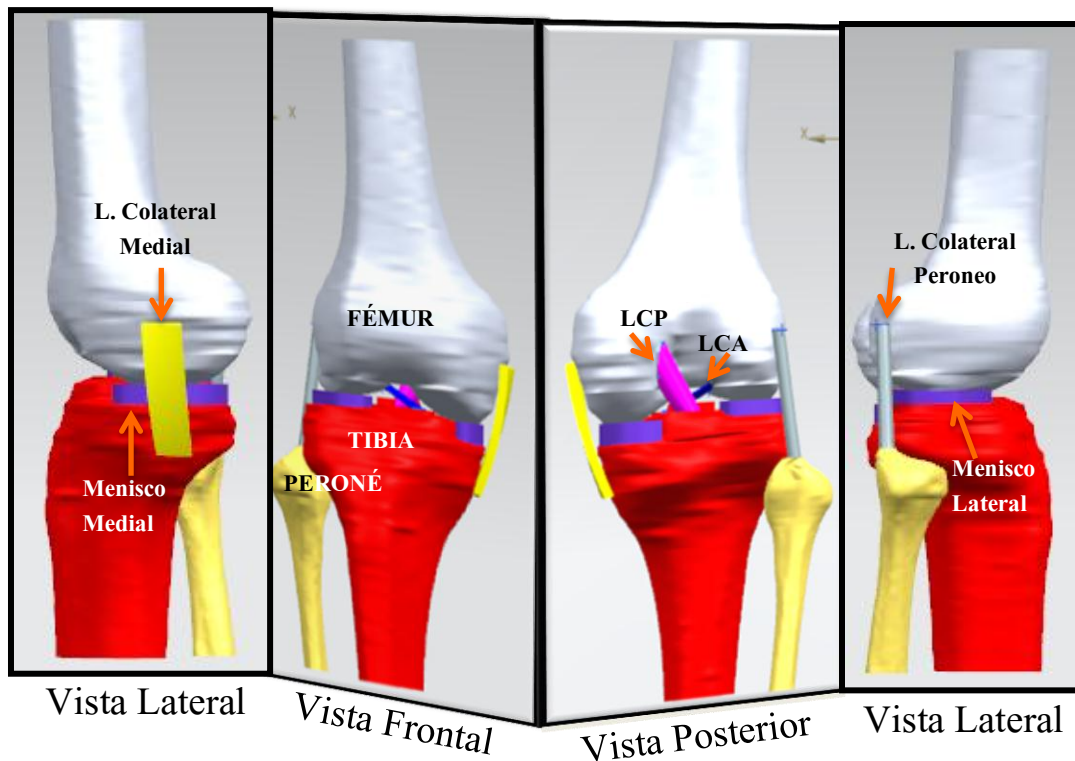


Figura 4-25. Modelo 3D de la Rodilla final con ligamentos y meniscos

4.8 Comportamiento del material

En el modelo 3D final de la rodilla se simulan el tejido óseo (cortical y trabecular), meniscos y ligamentos. El comportamiento de estos materiales biológicos es complejo, por lo que se aproximó su comportamiento de una forma más simple.

A nivel macroscópico todos los huesos se componen de dos tipos de tejido óseo: hueso cortical o compacto y hueso esponjoso o trabecular. Muchos estudios han demostrado claramente el comportamiento anisotrópico y heterogéneo del hueso tanto cortical como trabecular. Además las propiedades mecánicas del hueso varían con la edad, género y padecimientos del individuo. En el caso de huesos largos (fémur, tibia y peroné) se puede aplicar un modelo transversalmente isotrópico en donde el eje de isotropía corresponde con el del propio hueso (Cerrud Sánchez et al., 2005). Por lo tanto, en este estudio, se considerará a los huesos tanto cortical y trabecular como sólidos elásticos, homogéneos, lineales y transversalmente isotrópicos.

Los meniscos, formados por fibrocartílago, presentan un comportamiento anisotrópico, heterogéneo y viscoelástico. Sin embargo, no hay cambios significativos en la respuesta del cartílago al contacto a corto plazo, después de la carga (Donzelli, Spilker, Ateshian, & Mow, 1999) y considerando que el tiempo de carga es muy pequeño, ya que corresponde al de la fase de soporte terminal de la marcha, los meniscos pueden ser considerados homogéneos, linealmente elásticos e isotrópicos. Esta simplificación es suficientemente precisa para predecir la respuesta del cartílago en un tiempo pequeño (Peña et al., 2005).



Los ligamentos muestran un comportamiento viscoelástico, no obstante se asumen como isotrópicos e hiperelásticos, representados por un comportamiento Neo-Hookeano incompresible (Peña et al., 2005).

A continuación se muestran los valores de las propiedades mecánicas, utilizadas para resolver el modelo de elementos finitos:

HUESO CORTICAL (Wirtz, Schiffers, Pandorf, Radermacher, Weichert, & Forst, 2000)

	AXIAL	TRANSV	RADIAL
E (GPa)	13.819	6.079	6.079
G (GPa)	3.280	3.280	3.280
v	0.3	0.3	0.3

Densidad aparente= $1.85 \left[\frac{gr}{cm^3} \right]$ (Panjabi & White III, 2001)

HUESO TRABECULAR (Wirtz et al., 2000)

	AXIAL	TRANSV	RADIAL
E (GPa)	1.602	0.959	0.959
G (GPa)	0.04	0.032	0.032
v	0.12	0.12	0.12

Densidad aparente= $0.9 \left[\frac{gr}{cm^3} \right]$ (Panjabi & White III, 2001)

MENISCOS (Peña et al., 2005)

E (GPa) =	0.059
v=	0.49

LIGAMENTOS (Peña et al., 2005)

	C1 (GPa)
COLATERAL PERONEO O LATERAL	0.00606
COLATERAL MEDIAL	0.00643
CRUZADO ANTERIOR	0.00583
CRUZADO POSTERIOR	0.00606

4.9 Generación de las mallas de Elementos Finitos

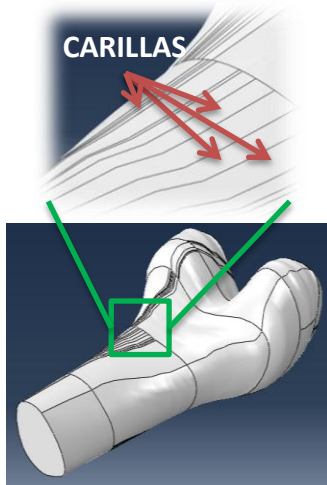


Figura 4-26. Carillas en Hueso

Los huesos generados en *CATIA* primero se exportaron a *Abaqus 6.11* y se mallaron en este mismo programa con elementos tetraédricos (malla nativa), sin embargo, la malla generada en *Abaqus* presentaba algunos elementos deformados, especialmente en las zonas donde había carillas (pequeñas superficies) (Figura 4-26). Estos elementos no permitían la simulación y no podían eliminarse por tratarse de una malla nativa por lo que se prefirió mallar en *NX*.

Se encontró que *NX* era más flexible para editar la geometría puesto que permitió modificar con mayor libertad las carillas de la superficie, reduciendo así el número de elementos tetraédricos deformados (Figura 4-26) y además otorgó mayor facilidad en la creación de la malla para el modelo. Esto se debe a que *NX* presenta

todas las ventajas de un programa CAD modelando sólidos y al mismo tiempo simula el comportamiento del sistema *Abaqus* por lo que es posible mallar usando los elementos que se encuentran definidos en *Abaqus*.

Los elementos de la malla son tetraédricos cuadráticos (tipo C3D10M), por ser los que mejor se ajustan a superficies irregulares, con 10 nodos por elemento (Figura 4-27).

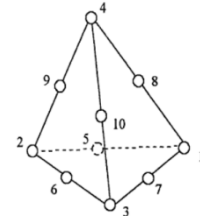


Figura 4-27. Elemento tetraédrico de 10 nodos

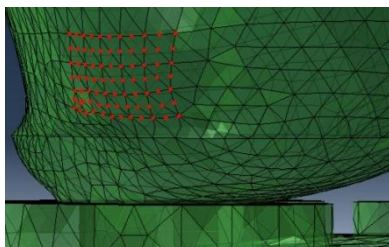


Figura 4-29. Área de convergencia para la malla del fémur

Para disminuir el tiempo de cómputo utilizado para resolver el problema, se llevaron a cabo pruebas de convergencia y así encontrar la relación adecuada de mallas a partir de la cual los resultados obtenidos ya no variarían, pues las mallas en la zona de interés (fémur distal y meniscos) son incompatibles, es decir, en algunas zonas los nodos entre las mallas no coinciden. El valor con el que se inician las pruebas de convergencia fue de 10 mm para el fémur cortical, posteriormente se seleccionó un área rectangular de 7.27 mm x 14.5 mm en la región de hueso trabecular del fémur (Figura 4-29) para realizar las pruebas de convergencia para la malla de dicha zona. Para los meniscos se seleccionó un área rectangular cuyo ancho es el del menisco lateral (Figura 4-28). En el Gráfico 4-1 y en el Gráfico 4-2 se observa que para el fémur, a partir de 63 nodos (5 mm) en el área rectangular donde se realiza la prueba comienza a converger y lo mismo ocurre en los meniscos a partir de 115 nodos (2.5 mm). Esto indica que hay una relación de 2 a 1 entre las mallas, es decir, la malla de la parte superior debe medir por lo menos el doble que la que se encuentre debajo.

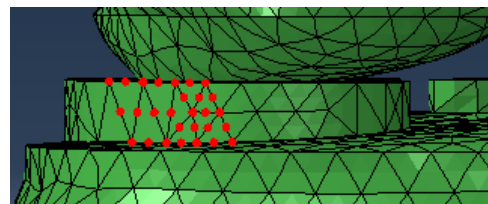


Figura 4-28. Área de convergencia para los meniscos.



Gráfico 4-1. Convergencia para la malla del fémur trabecular.

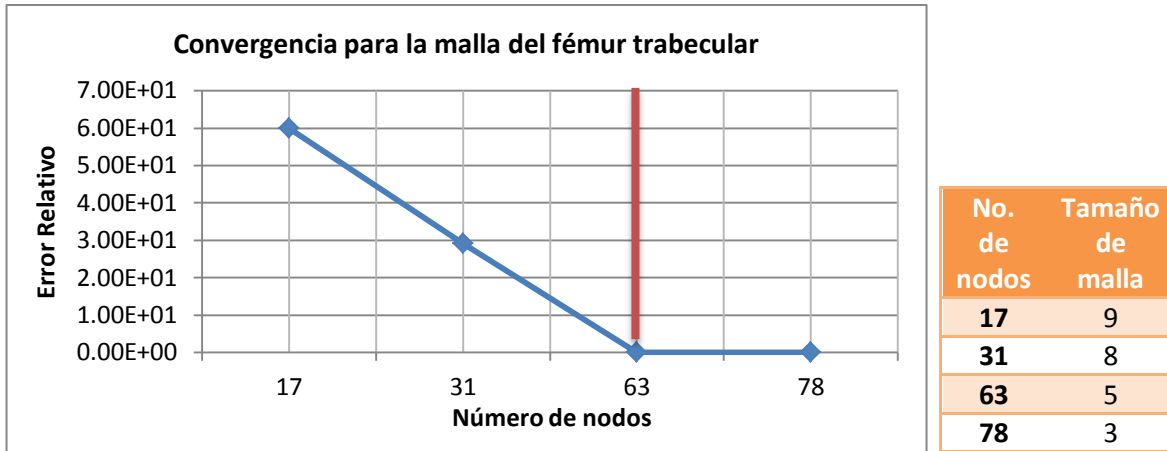
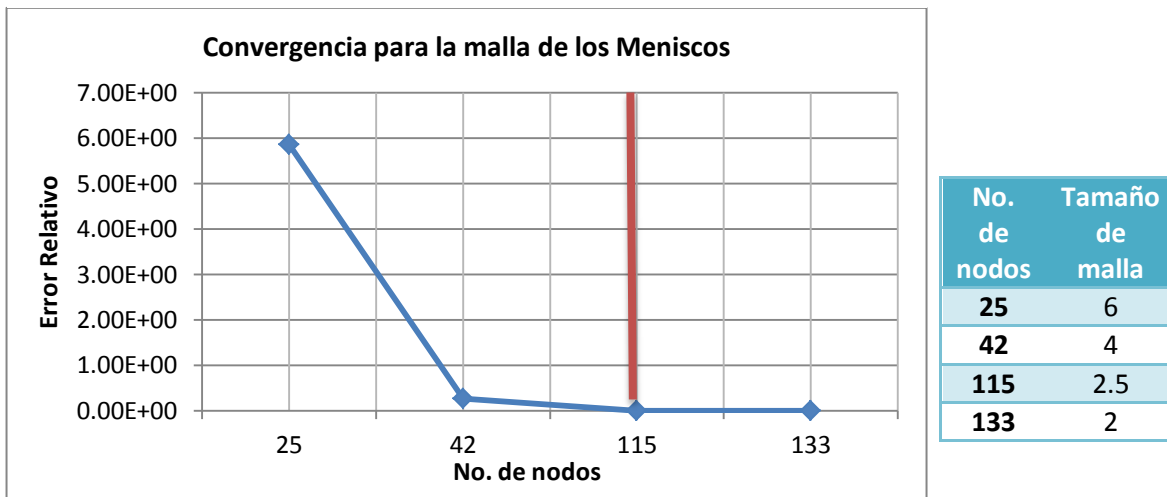


Gráfico 4-2. Convergencia para la malla de los meniscos.



Los criterios para seleccionar el tamaño de las mallas fueron los siguientes:

- El tamaño de los elementos de la malla del fémur cortical, fémur trabecular y meniscos fue obtenido con base en pruebas de convergencia, ya que las zonas del fémur y los meniscos son las de mayor interés para este trabajo.
- El tamaño de malla de los ligamentos cruzados, del ligamento colateral medial, de la tibia trabecular y del peroné trabecular es el sugerido por *NX*, tomando en cuenta la geometría del modelo.
- El tamaño de la malla de la tibia cortical y del peroné cortical es el mismo que el de la malla de la parte trabecular de dichos huesos, pues los nodos entre las mallas presentan mayor coincidencia.
- El tamaño del ligamento colateral peroneo se eligió para que hubiera la menor cantidad de elementos deformados en este tejido.



El tamaño de las mallas es el siguiente:

Tabla 4-1. Elementos y nodos de la malla

TEJIDO	Tamaño del elemento (mm)	No. de elementos en la malla	No. De Nodos en la malla
Fémur Trabecular	7.1	6605	10627
Fémur Cortical	14.2	415	833
Tibia Trabecular	10.3	2385	4075
Tibia Cortical	10.3	547	1047
Peroné Trabecular	4.16	2611	4471
Peroné Cortical	4.16	3098	5410
Menisco Medial	3.55	813	1698
Menisco Lateral	3.55	732	1592
Lig. Cruzado Anterior	3.13	202	499
Lig. Cruzado Posterior	4.86	347	703
Lig. Colateral Peroneo	3.13	686	1422
Lig. Colateral Medial	2.57	807	1762
TOTAL		19248	34139

La malla creada en *NX* se exportó a *Abaqus* en formato *inp*²¹. Los elementos deformados que quedaron en la malla se eliminaron en *Abaqus*, esto fue posible por tratarse de una malla huérfana.



Figura 4-30. Mallas en *NX 7.5*

²¹ .inp. Archivo de entrada de *Abaqus*. Contiene los datos del modelo y de la historia. Los datos del modelo de elementos finitos son: nodos, elementos, propiedades de los elementos, definición del material, y cualquier información que especifica el modelo por sí mismo. Los datos de la historia definen que le pasa al modelo: la secuencia de los eventos o cargas a las cuales la respuesta del modelo está sujeta.

4.10 Condiciones de Frontera

Como se mencionó en la Sección 4.2.1, la carga aplicada es de 3.125 veces el peso del individuo. La carga se distribuyó sobre el área de la cara superior del fémur en dirección normal a ésta (Figura 4-32).

$$F = 3.125 (W) = 3.125 (75 \text{ kg}) (9.81 \text{ m/s}^2) = 2299.22 \text{ [N]}$$

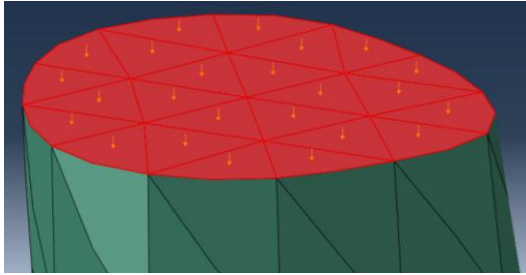


Figura 4-32. Carga aplicada en la cara superior del fémur

En la parte superior del fémur se restringió el movimiento para que sólo se desplazara en el eje Z (U3) y la parte inferior de la tibia y el peroné fueron encastradas para simular las restricciones de movimiento debidas a la articulación del tobillo (Figura 4-31).

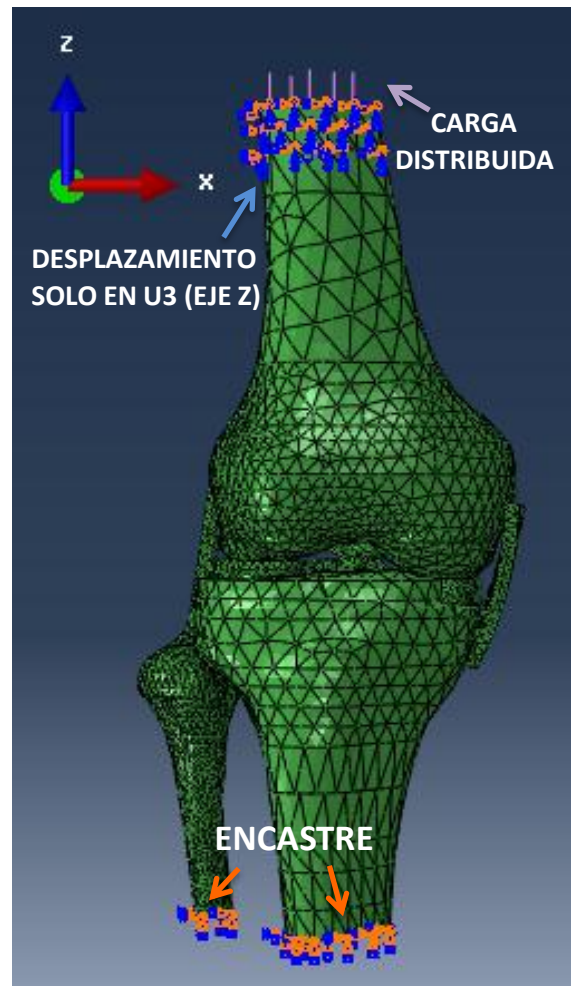


Figura 4-31. Restricciones en el modelo de la rodilla.



4.11 Condiciones de contacto

La interacción entre todas las mallas fue definida como contacto general y se asumió un coeficiente de fricción de 0.001 (Seral García, Cegoñino Banzo, García Aznar, Doblaré Castellano, & Seral Iñigo, 2003). Las zonas de contacto se mantuvieron unidas, mediante la opción “Tie” para que conservaran su posición al aplicar la carga, para que no hubiera penetración de un elemento con otro y para facilitar la transmisión de esfuerzos de una malla a otra.

4.12 Edición de la geometría

Debido a que las superficies presentaban una geometría irregular, la interacción entre ellas se complicaba y esto aumentaba el tiempo de cálculo computacional; por lo que se decidió simplificar las zonas de contacto haciendo a las superficies paralelas entre sí. Esto se hizo en las zonas de inserción de los ligamentos en el fémur (cruzado anterior, cruzado posterior y colateral peroneo) y en la meseta tibial (Figura 4-34).

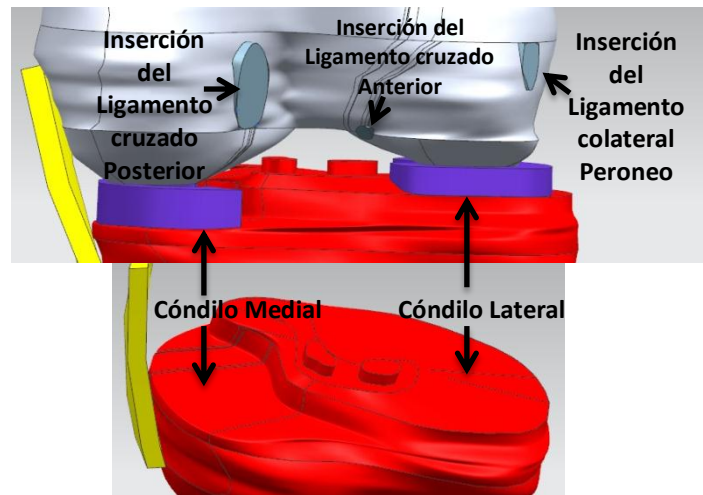


Figura 4-34. Zonas de inserción de los ligamentos y meseta tibial

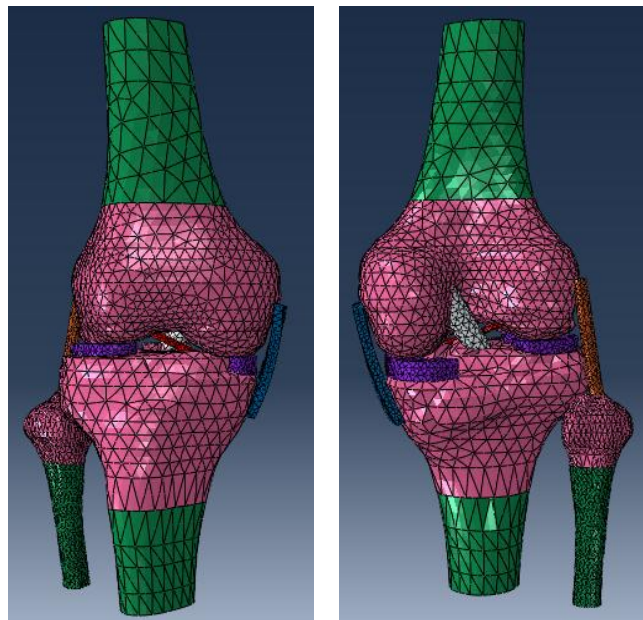


Figura 4-33. Modelo 3D de mallas finales en Abaqus.

Capítulo

5

**Resultados y
Discusión**



CAPÍTULO 5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

5.1 Resultados

5.1.1 Introducción

El modelo 3D final de elementos finitos de la rodilla desarrollado en el capítulo anterior (Ver Sección 4.12) se analizó con el sistema Abaqus. Los resultados analizados fueron: desplazamientos, deformación Logarítmica y Esfuerzos von Mises.

5.1.2 Factor de Escalamiento de Masa

Además de mejorar la malla para que la cantidad de elementos no prolongue el tiempo de la simulación y de editar la geometría de las regiones donde había contacto (Ver Capítulo 4), para reducir el tiempo de cómputo se realizaron también escalamientos de masa.

El Factor de escalamiento de masa incrementa artificialmente la densidad del material por el factor indicado y así se requieren menos incrementos²² para finalizar la simulación (Tabla 5-1), reduciendo así el tiempo de cómputo. En la Tabla 5-1 se muestra como el tiempo de cómputo aumenta al ir disminuyendo el Factor de escalamiento de masa.

Tabla 5-1. Tiempo de simulación

Factor de escalamiento de Masa	Tiempo (hr:min:seg)	Incrementos
1000	03:25:02	349,418
100	10:05:12	1,114,114
10	29:47:04	3,396,736

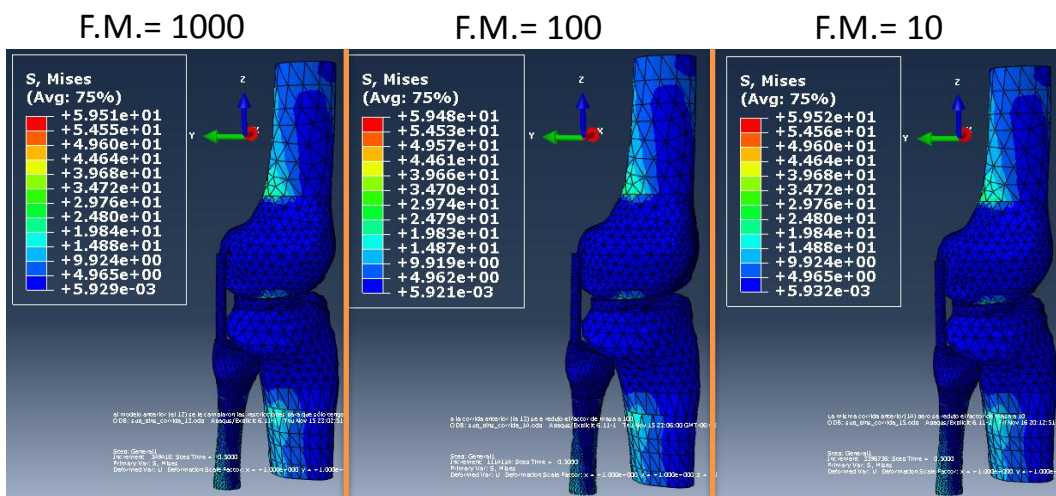


Figura 5-1. Esfuerzos von Mises [MPa] para diferentes factores de masa.

²² Abaqus divide cada paso en una serie de incrementos de tiempo, que va resolviendo de forma sucesiva.



Como se puede observar en la Figura 5-1, los resultados obtenidos son muy similares, por lo que se puede inferir que al seguir reduciendo el Factor de Masa hasta llegar a 1 se obtendrán resultados análogos a los obtenidos con un factor de 10, pero con un mayor tiempo de simulación; por este motivo se usarán los resultados de la simulación con un factor de masa de 10.

Las tres simulaciones anteriores cumplen con el comportamiento de un sistema cuasiestático (Gráfico 5-1) (la energía cinética del material deformado no debe exceder del 1% al 5% de la energía interna (Abaqus, 2005)). Conforme se reduce el factor de masa, la energía cinética también se va reduciendo (Gráfico 5-2) puesto que disminuyen las fuerzas de inercia de los diferentes materiales

Gráfico 5-1. Energía Interna y Energía Cinética para diferentes factores de masa.

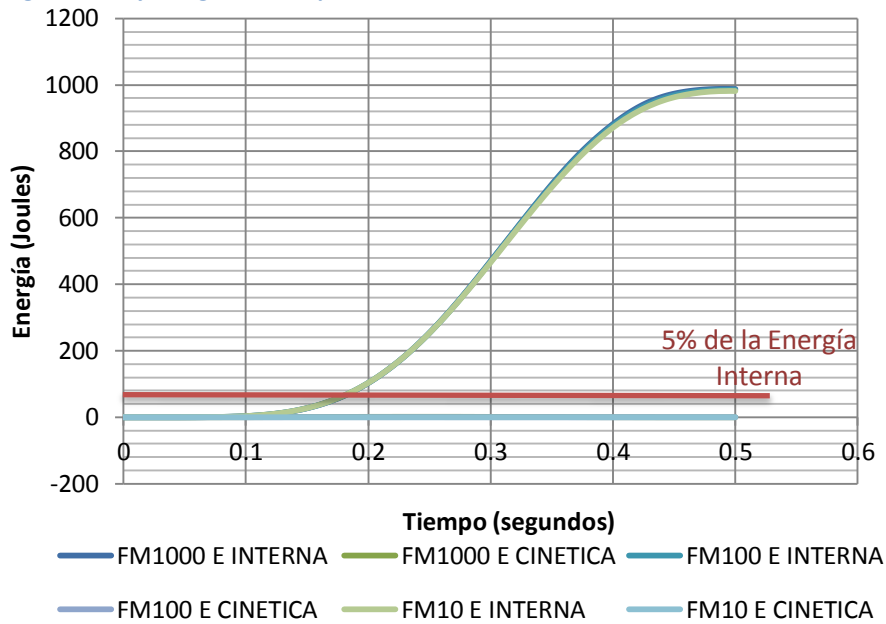
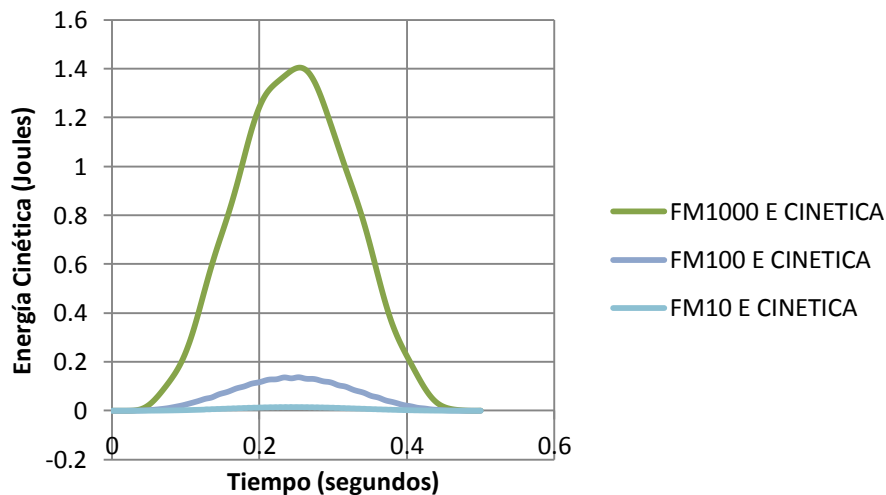


Gráfico 5-2. Energía cinética para diferentes factores de masa.





5.1.3 Principio de Saint-Venant

Como se indica en la Sección 4.10, la carga aplicada se distribuyó sobre el área de la cara superior del fémur (Figura 5-2). De acuerdo con el principio de Saint-Venant los esfuerzos a una distancia igual al menos a la dimensión mayor de la región cargada serán casi uniformes.

Para este caso dicha distancia es de aproximadamente 31.828 mm, por este motivo los resultados obtenidos por encima de la línea roja (Figura 5-3) no serán tomados en cuenta.

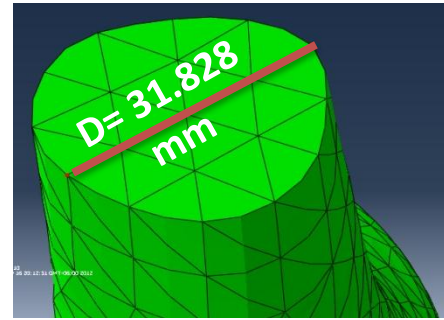


Figura 5-2. Diámetro de la cara superior del fémur.

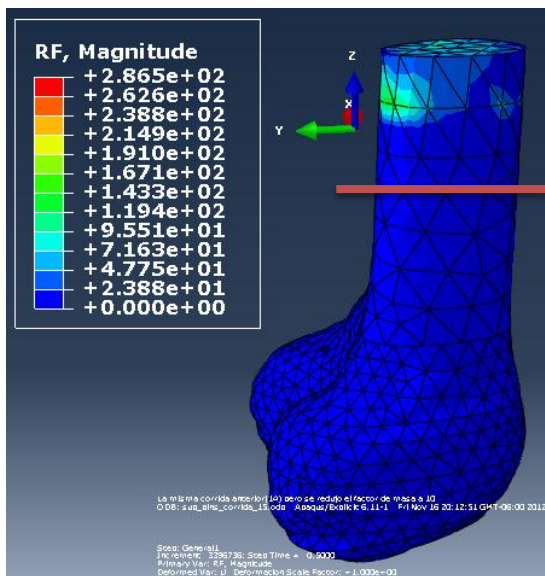


Figura 5-3 Fuerzas de reacción en el fémur [N].

En la Figura 5-3 se observa que las fuerzas de reacción en el fémur aparecen en la parte superior, debido a que en esta zona se colocaron restricciones de movimiento.

Debido a que la carga aplicada es normal a la cara superior del fémur y ésta no es perpendicular al eje Z se presentan esfuerzos cortantes que desplazan la parte superior del fémur hacia adelante haciéndolo girar.



5.1.4 Desplazamientos

Meniscos

En el eje Y los desplazamientos de los meniscos se deben en su mayor parte al movimiento del fémur y de la tibia. La parte inferior del fémur tiene un pequeño desplazamiento en el eje Y, arrastrando consigo la parte con la que está en contacto en la cara superior de los meniscos (color rosa en la Figura 5.4) teniendo un desplazamiento entre 0.4195 mm y 0.4837 mm.

La tibia también se desplaza hacia atrás y ya que los meniscos se encuentran sobre ésta se mueven junto con ella, por lo que la parte inferior de los meniscos presenta el mismo desplazamiento que los cóndilos tibiales.

Los mayores desplazamientos en el eje Y se dan en los cuernos anteriores de ambos meniscos (color naranja y verde) pues es donde más se recargan los cóndilos femorales al aplicar la carga.

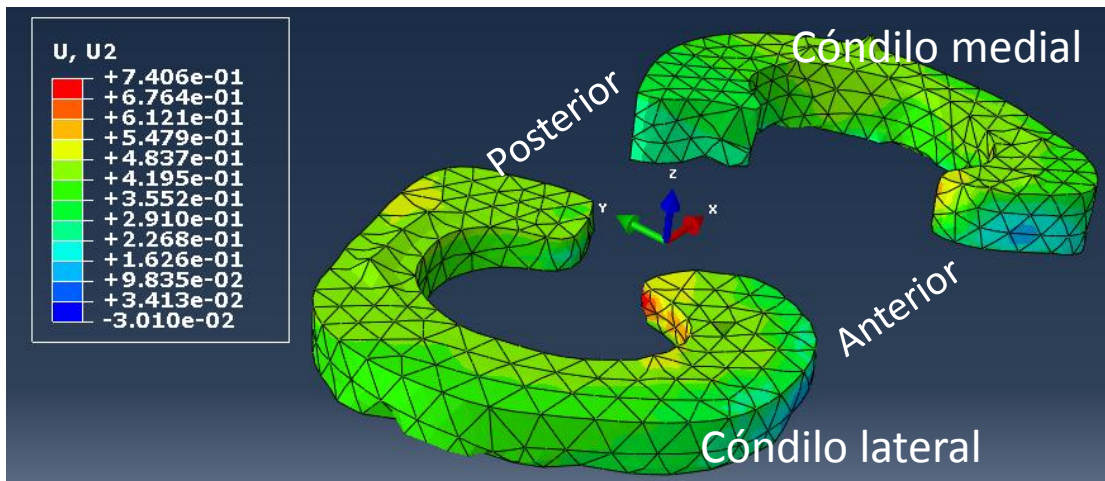


Figura 5.4. Desplazamiento en el eje Y de los meniscos [mm].

En el eje X se encuentran los menores desplazamientos, ya que los huesos también presentan los menores desplazamientos en esta dirección.

La tibia también presenta un pequeño desplazamiento en $-Z$, por lo tanto, la magnitud del desplazamiento de los meniscos en las 3 direcciones incluye también el de la tibia y el fémur.

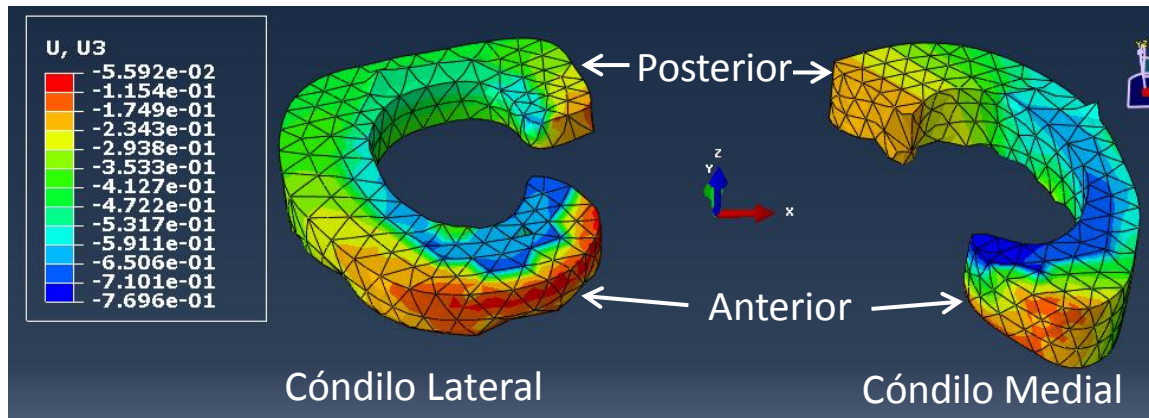


Figura 5-5. Desplazamientos en el eje Z de los meniscos [mm].

Los desplazamientos presentes en los meniscos en la dirección del eje Z son mayores en la periferia interna que en la externa, por ser dónde los cóndilos femorales entran en contacto con los meniscos (Figura 5-5).

Los mayores y menores desplazamientos en el eje Z se observan en el cuerno anterior de ambos meniscos ya que el fémur se recarga en la zona anterior de los meniscos.

En el menisco medial, el mayor desplazamiento en el eje Z es de -0.7696 mm y se localiza en la parte posterior del cuerno anterior. El menor desplazamiento en el eje Z es de -0.1198 mm en la parte frontal del cuerno anterior.

En el menisco lateral, el mayor desplazamiento ocurre en la parte posterior del cuerno anterior y su valor es de -0.7029 mm y el menor desplazamiento es de -0.05592 mm en la parte frontal del cuerno anterior.

Fémur

Los mayores desplazamientos del fémur se dan en el eje Y y Z, en el eje X los desplazamientos son muy pequeños.

Durante la simulación el fémur tiende a girar hacia adelante, debido a que la carga aplicada es normal a la cara superior del fémur y ésta no es perpendicular al eje Z. Esto ocasiona esfuerzos cortantes que desplazan la parte superior del fémur hacia adelante haciéndolo girar. En la Figura 5-6 se muestra el giro del fémur antes (fémur transparente) y después (fémur verde) de la simulación. Para reducir este efecto se colocaron restricciones en la parte superior del fémur como se indica en la Sección 4.10.

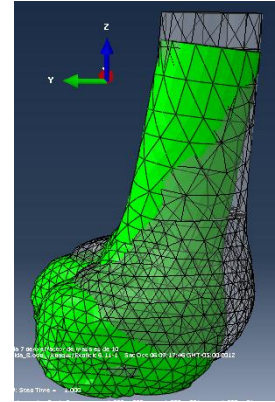


Figura 5-6. Giro del fémur aumentado 10 veces.

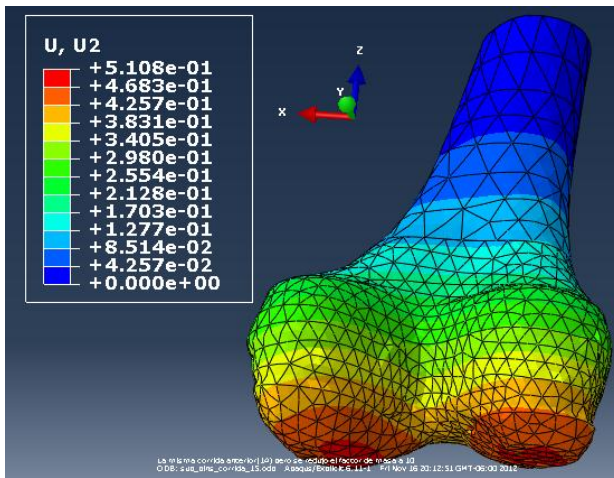


Figura 5-7. Desplazamiento del fémur en el eje Y [mm]

En el eje Y, el fémur se desplaza ligeramente hacia atrás (Figura 5-7) aumentando la magnitud al acercarse a los cóndilos femorales, arrastrando consigo la cara superior de los meniscos. Por esto la cara inferior de los cóndilos es la que presenta el mayor desplazamiento (0.5108 mm).

Por otro lado, los desplazamientos en el eje Z (Figura 5-8) se deben en su mayor parte a la deformación de los meniscos. El fémur se recarga sobre la parte anterior de los meniscos, lo que ocasiona que en la parte frontal del fémur presenta mayores desplazamientos que la parte posterior en el sentido negativo del eje Z.

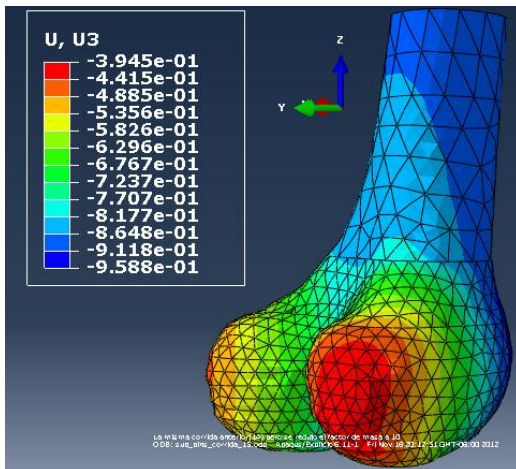


Figura 5-8. Desplazamiento del fémur en el eje Z. [mm]

En la Figura 5-9 se puede observar el desplazamiento del fémur al inicio y al final de la simulación. El fémur transparente corresponde al inicio de la simulación y el fémur verde al final de ésta. Para que se puedan apreciar mejor, los desplazamientos en el eje Y y Z se muestran aumentados 10 veces. Se

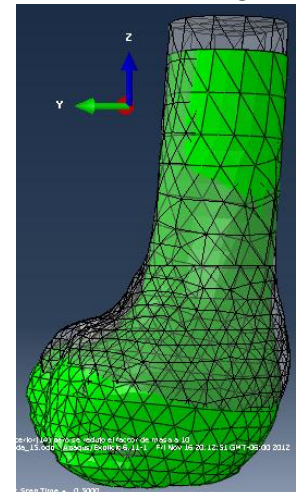


Figura 5-9. Desplazamiento del fémur aumentado 10

puede observar la diferencia en el movimiento del fémur entre la Figura 5-6 y la Figura 5-9..



Tibia

Al igual que en el fémur, en la tibia los mayores desplazamientos se dan en el eje Y y Z, en el eje X los desplazamientos son muy pequeños. La única parte de la tibia que se desplaza es la parte superior en la región de hueso trabecular, donde la tibia se desplaza hacia abajo (-Z) y hacia atrás (Y).

En el eje Z (Figura 5-10), la región que más se desplaza es la zona posterior de la meseta tibial en el sentido negativo de Z, con un valor máximo de 0.503 mm.

La magnitud de los desplazamientos va disminuyendo conforme se avanza de la región posterior a la región anterior de la tibia. La región en color rojo permanece aproximadamente en su posición original.

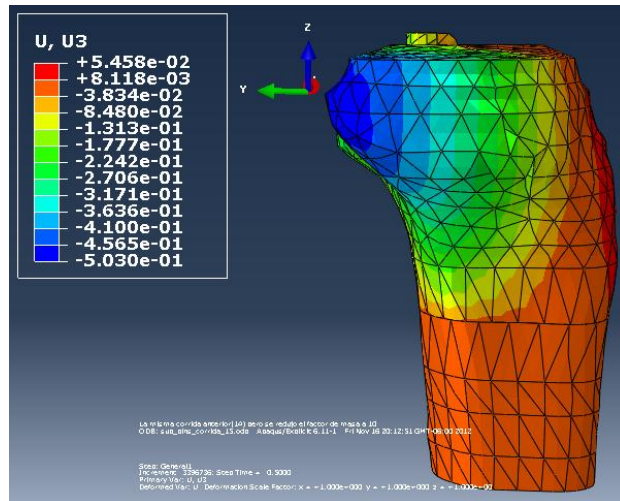


Figura 5-10. Desplazamiento de la tibia en el eje Z [mm].
Vista Lateral

En la zona de la tuberosidad tibial (color rojo) el desplazamiento es en el sentido positivo del eje Z, ya que cuando la parte posterior de la meseta tibial baja, la parte frontal de la tibia se eleva ligeramente (0.05458 mm) (Figura 5-11).

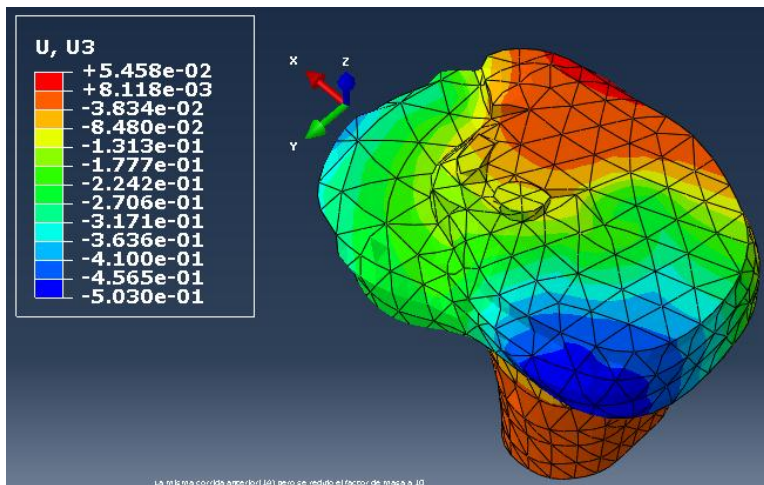


Figura 5-11. Desplazamiento de la tibia en el eje Z [mm]. Vista superior

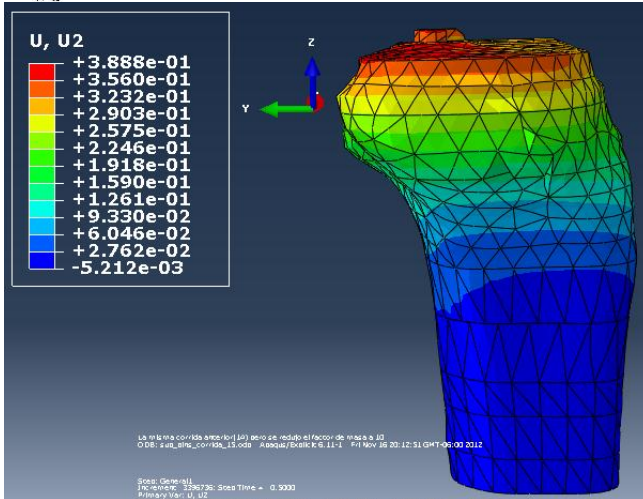


Figura 5-12. Desplazamiento de la tibia en el eje Y [mm].
Vista lateral

En la Figura 5-12 se observa que la zona de hueso cortical tiene el menor desplazamiento en el eje Y, con un valor de 0.005212 mm y conforme se va subiendo hacia la zona trabecular la magnitud de los desplazamientos aumenta hasta llegar a la meseta tibial (Figura 5-13) donde se alcanzan valores de entre 0.257 mm y 0.29 mm a la altura de la meseta tibial interna (amarillo) y al llegar a la meseta tibial externa (rojo) se alcanza el máximo valor de 0.3888 mm de desplazamiento en el sentido positivo del eje Y.

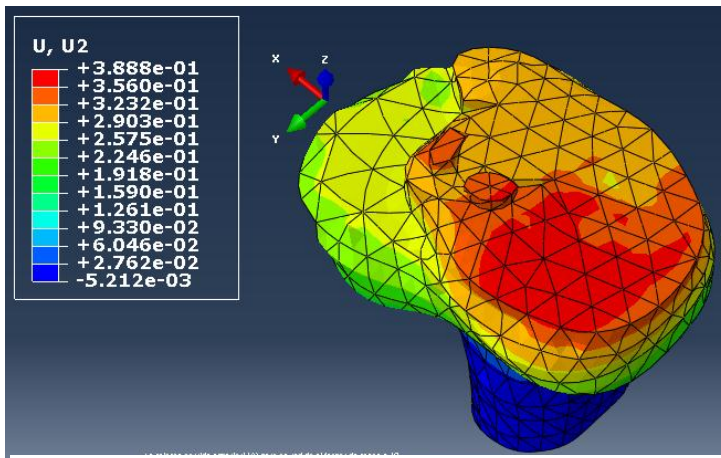


Figura 5-13. Desplazamiento de la tibia en el eje Y [mm].
Vista superior

Para que se puedan apreciar mejor, los desplazamientos en el eje Y y Z se muestran aumentados 10 veces en la Figura 5-14.

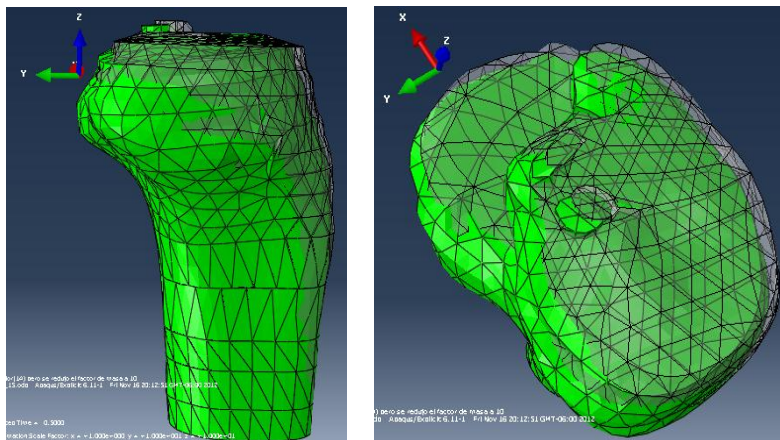


Figura 5-14. Desplazamiento de la tibia aumentado 10 veces.

Peroné

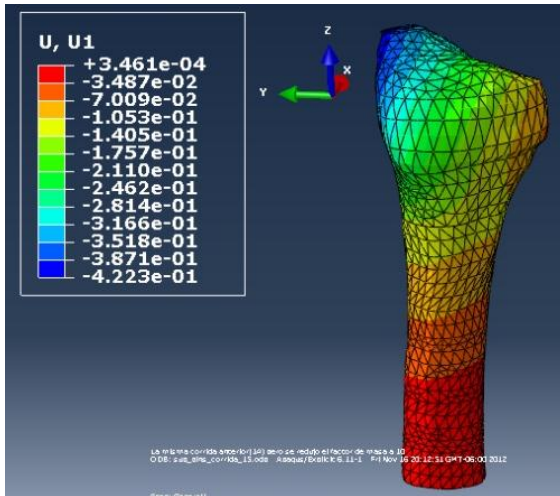


Figura 5-15. Desplazamiento del peroné en la dirección X [mm]

En el peroné, a diferencia del fémur y la tibia, los menores desplazamientos ocurren en el eje Z y los mayores desplazamientos ocurren en el eje X y Y.

El movimiento de la meseta tibial (hacia atrás y hacia abajo) desplaza la parte proximal del peroné hacia el exterior (-X) y hacia atrás (Y). Los desplazamientos en la dirección de -Z son muy pequeños, teniendo como máximo valor -0.1024 mm en la región posterior del peroné.

El mayor desplazamiento en el eje X es de -0.4223 mm (Figura 5-15).

El mayor desplazamiento ocurre en dirección del eje Y (Figura 5-16) con un valor de 0.5915 mm en la región superior e interna del peroné, donde tiene contacto con la tibia.

Los menores desplazamientos en todas las direcciones ocurren en la zona de hueso cortical.

Para que se puedan apreciar mejor, los desplazamientos en el eje X y Y se muestran en la Figura 5-17 aumentados 10 veces.

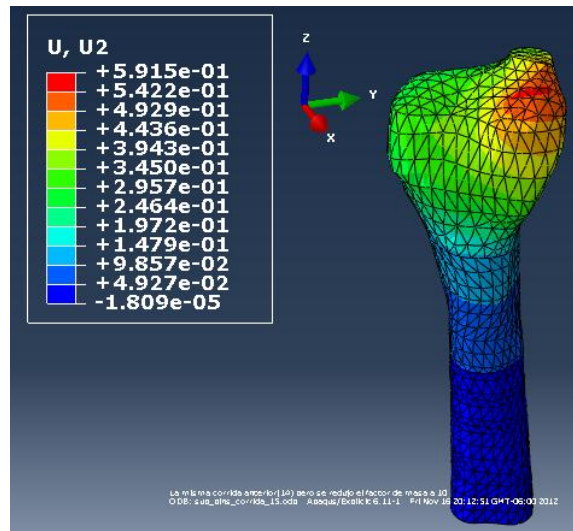


Figura 5-16. Desplazamiento del peroné en la dirección Y [mm]

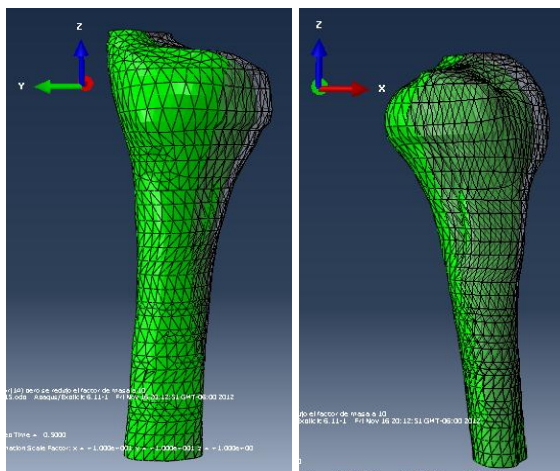


Figura 5-17. Desplazamiento del peroné aumentado 10 veces.



Ligamentos

En el sentido del eje X (Figura 5-18), sólo los ligamentos colaterales presentan desplazamientos significativos. El ligamento lateral medial (LLM) se desplaza hacia el sentido positivo del eje X 0.2586 mm, mientras el Ligamento Lateral Peroneo (LLP) se desplaza en la parte inferior, como máximo 0.423 mm hacia el lado negativo del eje X.

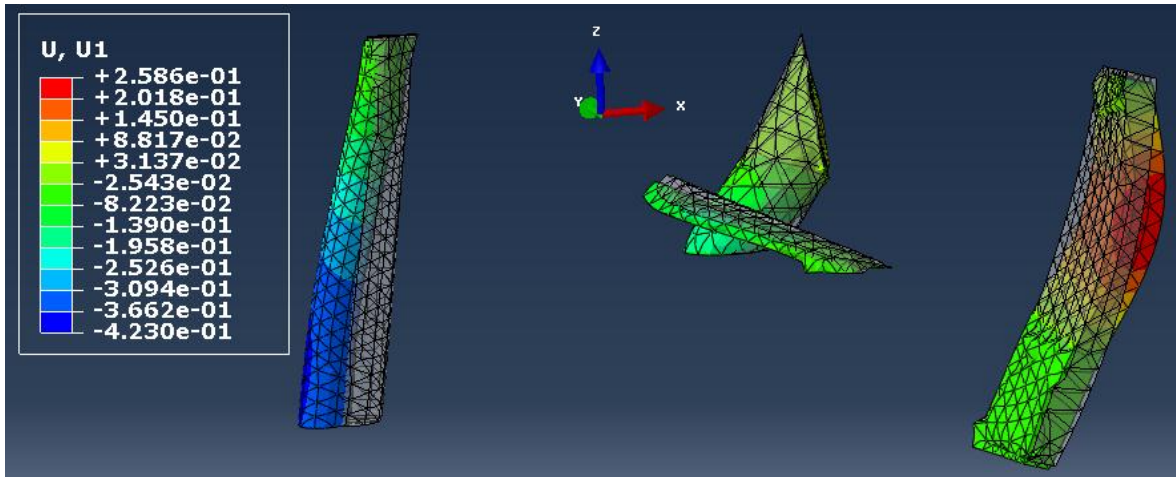


Figura 5-18. Desplazamiento de ligamentos en el eje X aumentado 10 veces [mm].

Los ligamentos no sufren deformaciones en Y, sino desplazamientos hacia la parte posterior debido a los movimientos en el eje Y de fémur, tibia y peroné descritos anteriormente. En el eje Y (Figura 5-19) los mayores desplazamientos ocurren en la parte media del ligamento lateral peroneo y del ligamento cruzado posterior. Los menores desplazamientos se dan en la parte inferior del ligamento colateral tibial.

En la Figura 5-18 y en la Figura 5-19 los desplazamientos en el eje Y se muestran aumentados 10 veces, las geometrías transparentes están en su posición original y las geometrías en la escala de colores representan el final de la simulación.

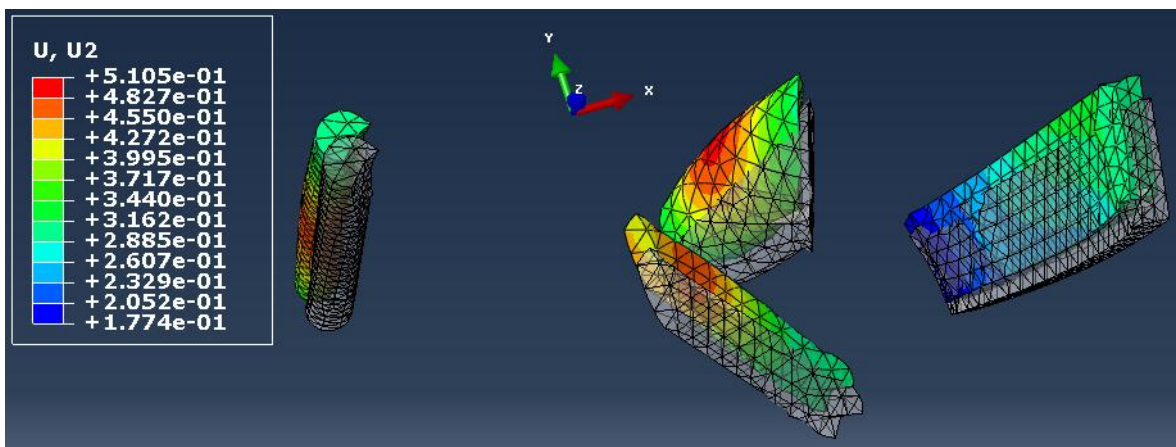


Figura 5-19. Desplazamiento de ligamentos en el eje Y aumentado 10 veces [mm].



En el sentido de $-Z$ (Figura 5-20), los ligamentos con mayor desplazamiento son los cruzados, especialmente el cruzado anterior y el colateral medial alcanzando valores de -0.7923 mm en la parte superior de éstos y se debe a la deformación en los meniscos que en el sentido del eje Z es mayor en el menisco medial.

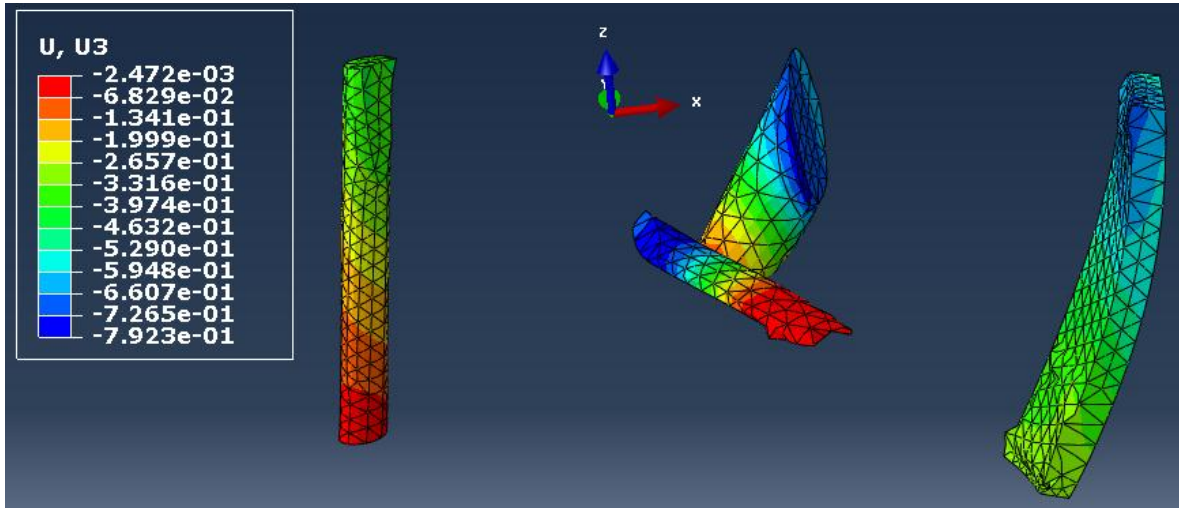


Figura 5-20. Desplazamiento de los ligamentos en el eje Z [mm].

5.1.5 Deformación Logarítmica

Como se puede observar en la Figura 5-21, los huesos y ligamentos presentan deformaciones muy pequeñas, las mayores deformaciones se localizan en los meniscos que es donde se presenta la distribución de colores.

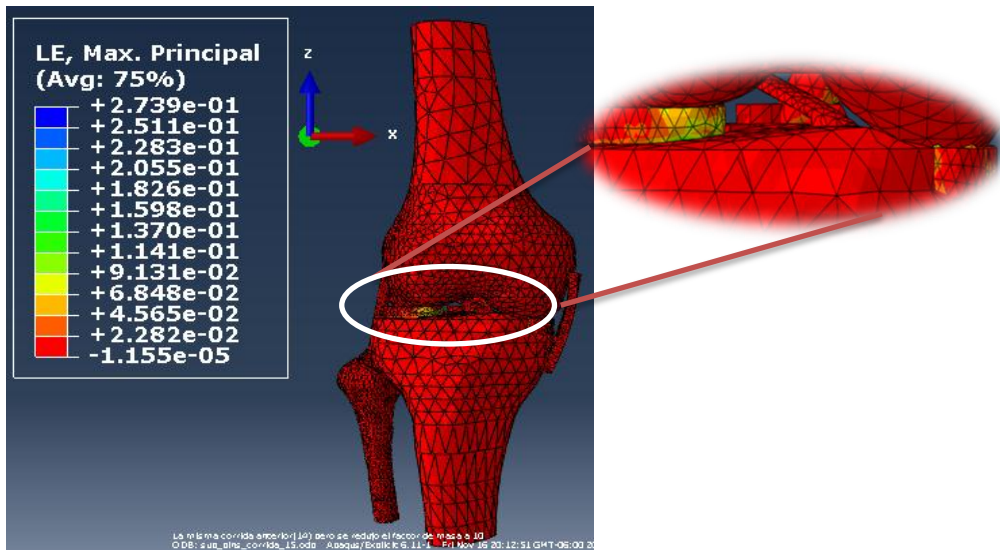


Figura 5-21. Deformación Logarítmica máxima principal en la rodilla [mm/mm].



La deformación logarítmica máxima principal (Figura 5-23) muestra la elongación de los diferentes componentes. Al igual que en el caso anterior, las mayores deformaciones se encuentran en los meniscos pero esta vez en la cara interna y en la periferia externa. La mayor elongación se presenta a la mitad de los meniscos en la parte posterior del cuerno anterior de ambos meniscos.

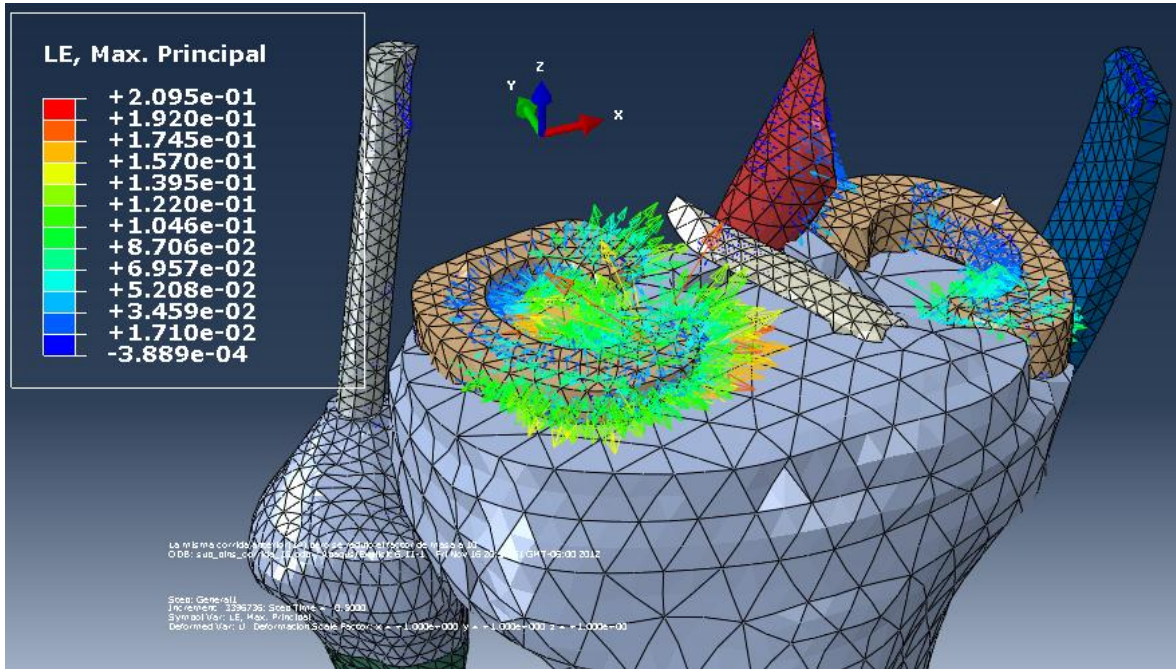


Figura 5-23. Deformación logarítmica máxima principal (elongación) [mm/mm].

En el menisco medial la mayor elongación tiene un valor máximo de +0.1125 mm/mm (flechas verdes) y el menor valor es de +0.0001196 mm/mm (flechas azules).

En el menisco lateral la mayor elongación tiene un valor máximo de +0.2095 mm/mm (flechas rojas) y el menor valor es de +0.001055 mm/mm (flechas azules).

Al igual que en el caso anterior de todos los ligamentos, el ligamento cruzado anterior es el que sufre las menores deformaciones (Tabla 5-3).

Tabla 5-3. Deformación logarítmica máxima principal de los ligamentos.

Ligamento	Máximo valor (mm/mm)	Mínimo valor (mm/mm)
Colateral peroneo	0.01286	0.000412
Colateral medial	0.01728	0.00004935
Cruzado Posterior	0.0479	0.00178
Cruzado Anterior	0.01502	0.0004045

Fémur y Tibia

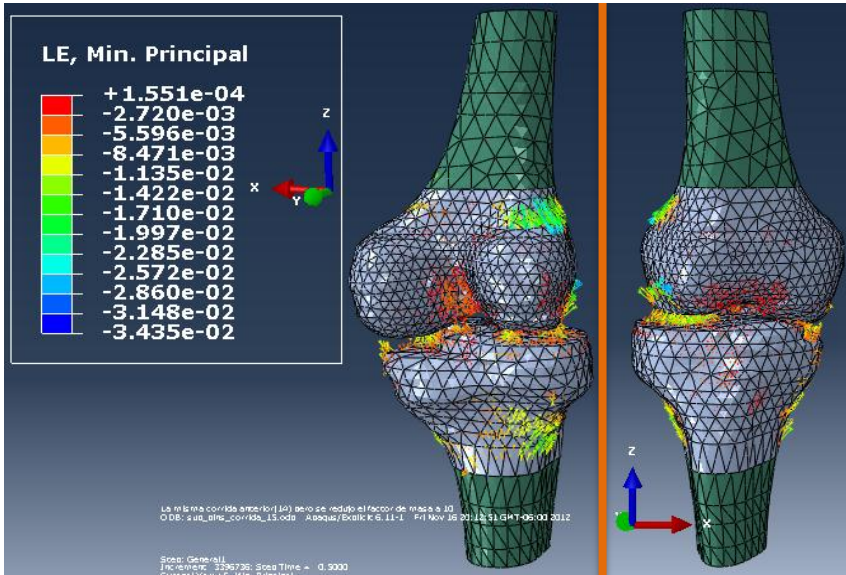


Figura 5-24. Deformación Logarítmica mínima principal en fémur y tibia [mm/mm]

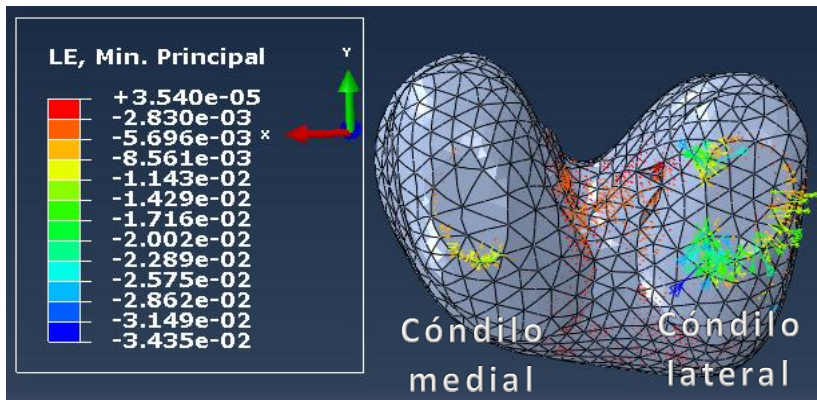


Figura 5-25. Deformación Logarítmica mínima en los cóndilos femorales [mm/mm]

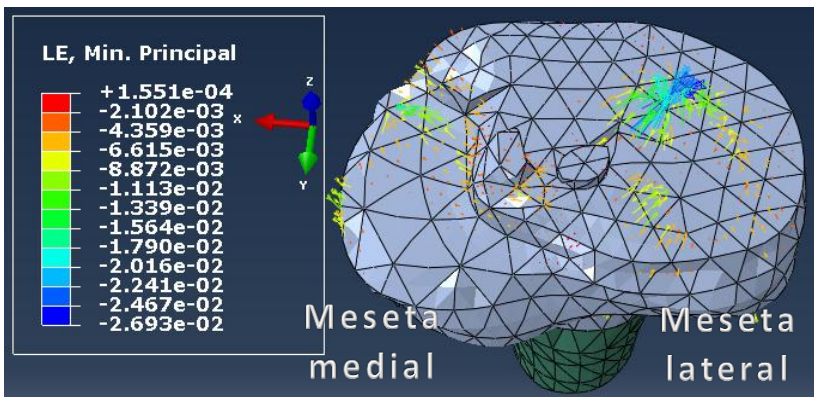


Figura 5-26. Deformación Logarítmica mínima de la meseta tibial [mm/mm].

Para los huesos se analizó únicamente la deformación mínima principal (compresión) porque es la que presenta los mayores valores.

Las mayores deformaciones a compresión se encuentran en la zona de hueso trabecular (color gris) especialmente en la parte inferior de los

cóndilos femorales y en la meseta tibial (Figura 5-24), pues es donde entran en contacto con los meniscos y se transmite la carga aplicada. En la zona de hueso cortical no se presentan deformaciones (color verde).

En el cóndilo femoral lateral la mayor deformación es de - 0.03435 mm/mm (Figura 5-25). En el cóndilo femoral medial es de - 0.0231155 mm/mm.

En la meseta tibial lateral (Figura 5-26) la mayor deformación es de - 0.02693 mm/mm. En la meseta tibial medial la mayor deformación es de - 0.01715 mm/mm



Peroné

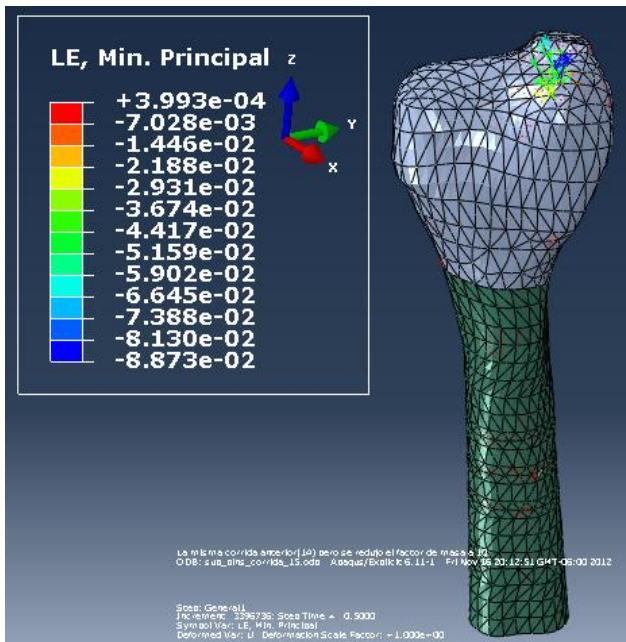


Figura 5-27. Deformación Logarítmica máxima en el peroné. [mm/mm]

En el peroné todas las deformaciones se presentan en la zona de contacto con la tibia (Figura 5-27). La mayor deformación tiene el valor de -0.08873 mm/mm y es el mayor valor de todos los huesos.

Este valor se debe a que no se modeló el cartílago entre la tibia y el peroné ni los ligamentos que los unen. Lo cual pone de manifiesto el papel de amortiguador de cargas del cartílago.

5.1.6 Esfuerzos von Mises

Fémur

En la parte cortical del fémur hay una mayor distribución de esfuerzos siendo el mayor valor de 23.27 MPa (color amarillo verdoso), en la zona lateral (Figura 5-28 A). Por otro lado, en la región de hueso esponjoso casi no se presentan esfuerzos salvo en la parte inferior de los cóndilos femorales (Figura 5-29).

En el cóndilo lateral el esfuerzo máximo es de 37.9 MPa y en la parte inferior del cóndilo medial es de 12.574 MPa.

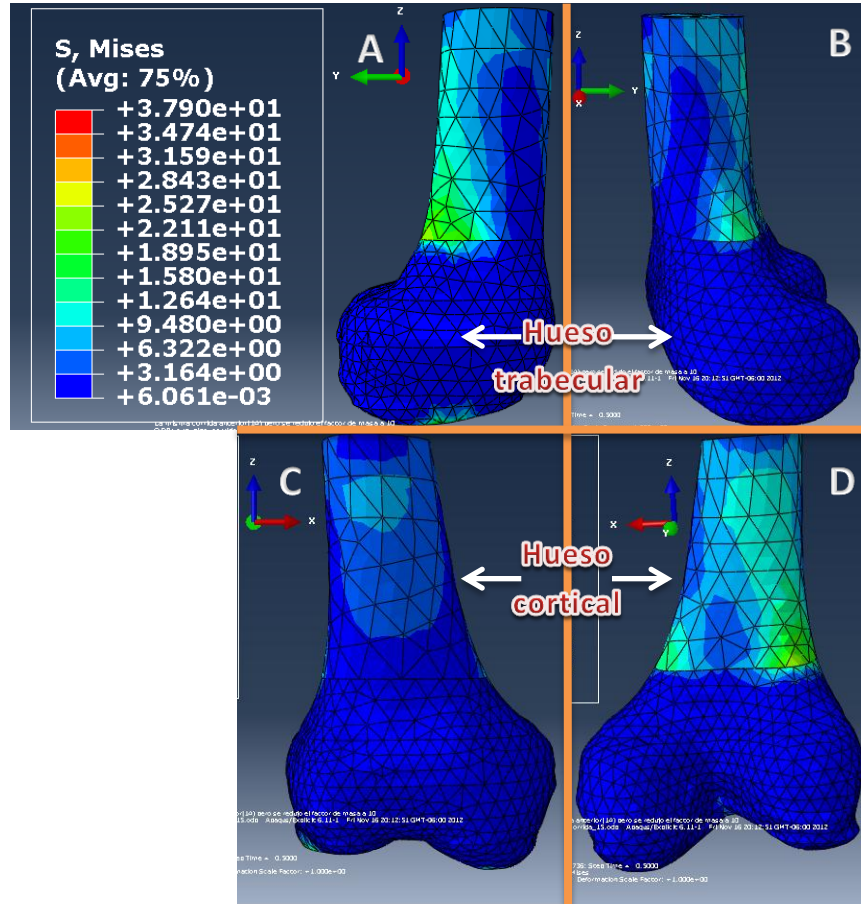


Figura 5-28 Esfuerzos von Mises en el fémur [MPa]

- A. Vista lateral de la parte externo del fémur
- B. Vista lateral de la parte interna del fémur
- C. Vista frontal
- D. Vista posterior

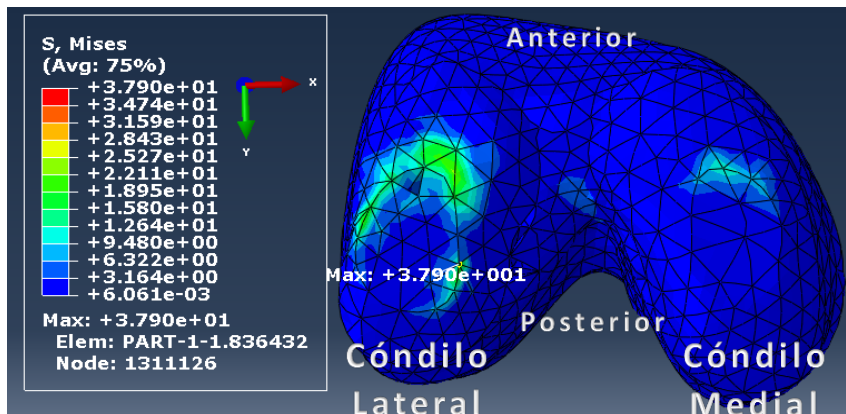


Figura 5-29. Esfuerzos von Mises en la zona inferior de los cóndilos femorales [MPa].



Tibia

En la tibia los mayores esfuerzos se encuentran en la región de hueso cortical en la zona lateral y en la zona posterior (Figura 5-30 A). El mayor esfuerzo en la diáfisis de la tibia es de 20.10 MPa y se localiza en la zona lateral de la región cortical, y el menor es de 40.19 KPa y se encuentra en la región de hueso esponjoso, en la parte posterior del platillo tibial medial (Figura 5-30 A).

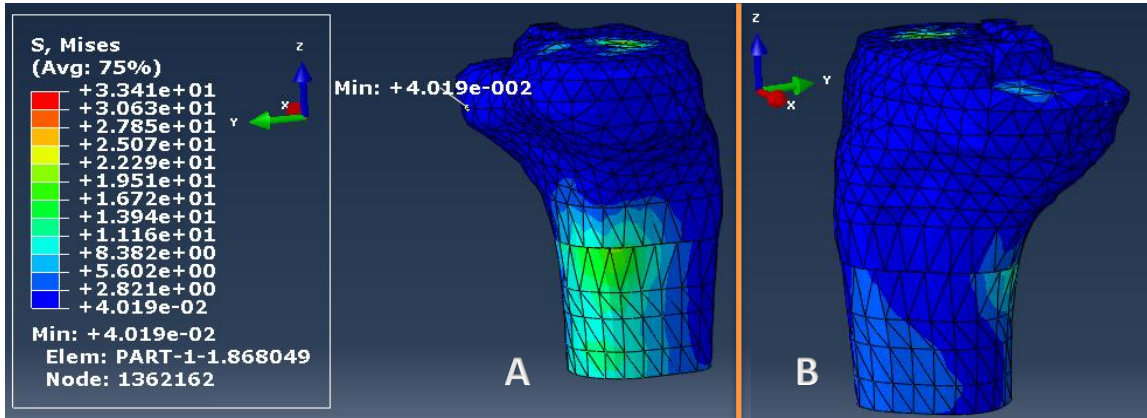


Figura 5-30. Esfuerzos von Mises en tibia [MPa].

- A. Vista lateral de la parte externa de la tibia.
- B. Vista lateral de la parte interna de la tibia.

El mayor esfuerzo en la tibia se localiza en la meseta tibial lateral y es de 33.41 MPa (Figura 5-31). Éste se distribuye en la región de hueso trabecular hacia la zona posterior de la tibia. Por otro lado, el mayor esfuerzo en la meseta tibial medial es de 6.1516 MPa, y va reduciéndose conforme va llegando a la región de hueso cortical.

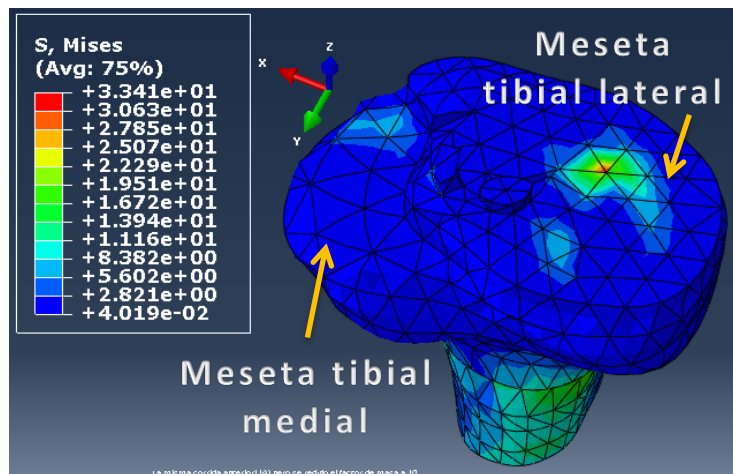


Figura 5-31. Esfuerzos von Mises en tibia [MPa]. Vista superior



Peroné

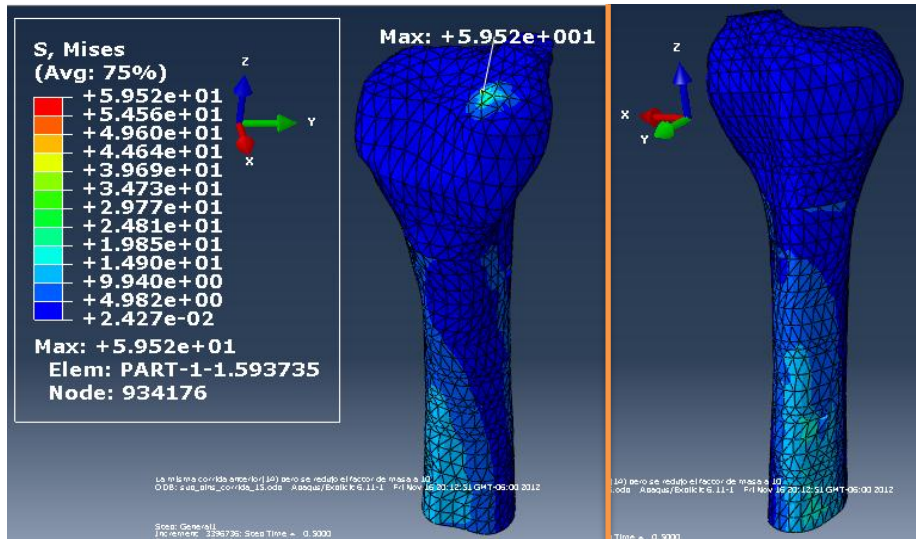


Figura 5-32. Esfuerzos von Mises en el peroné [MPa].

En el peroné los mayores esfuerzos se presentan en la zona de contacto con la tibia debido a que no se modeló el cartílago presente entre ambos huesos, ni los ligamentos que los unen, ya que la articulación tibioperonea no es de interés para este estudio.

Al igual que en el fémur y la tibia, exceptuando la zona de contacto, los mayores esfuerzos se localizan en la zona de hueso cortical. Para el caso del peroné en la región frontal y en la región posterior y en menor cantidad en la región medial (Figura 5-32).

En la zona de hueso trabecular el mayor esfuerzo es de 59.52 MPa y el menor fue de 24.27 KPa. En la zona cortical el mayor esfuerzo es de 41.65 MPa.

Meniscos

Los esfuerzos se concentran en los cuernos anteriores de los meniscos y en menor cantidad en la periferia interna (Figura 5-33). El mayor

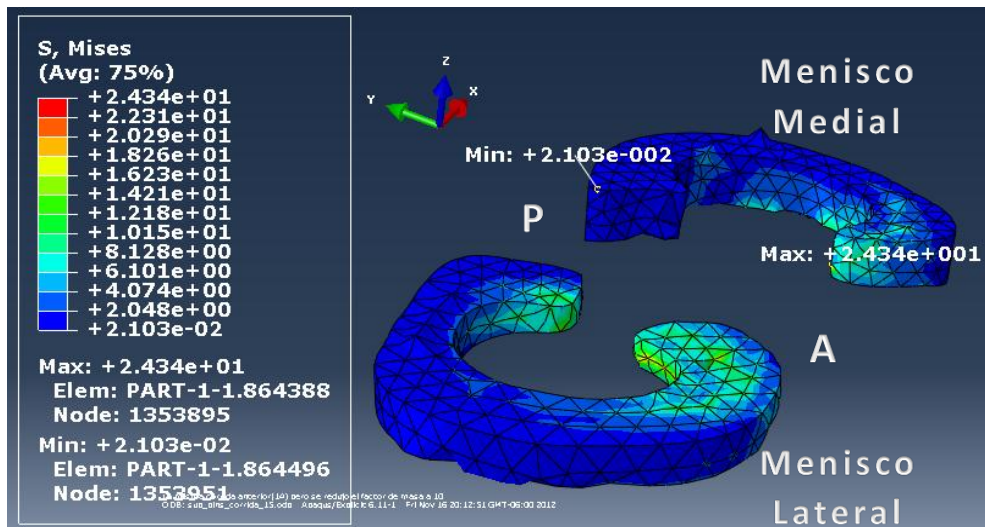


Figura 5-33. Esfuerzos von Mises en los meniscos [MPa].

Mises en el menisco medial es de 24.34 MPa y en el menisco lateral es de 19.38 MPa. En el menisco medial el menor valor del esfuerzo es de 21.03 KPa en el cuerno posterior y en el menisco lateral el menor valor es de 81.47 KPa en la parte lateral posterior.

Ligamentos cruzados

En los ligamentos cruzados los mayores esfuerzos se localizan en el ligamento cruzado posterior con un valor de 4.022 MPa, en la parte inferior del ligamento (Figura 5-34) debido a que entra en contacto con uno de los tubérculos de la eminencia intercondílea.

El ligamento cruzado anterior presenta menores esfuerzos. El mayor esfuerzo se localiza en la zona donde se inserta en el fémur cuya magnitud es de 1.517 MPa y el menor esfuerzo está en la base del ligamento cuyo valor es de 22.54 KPa.

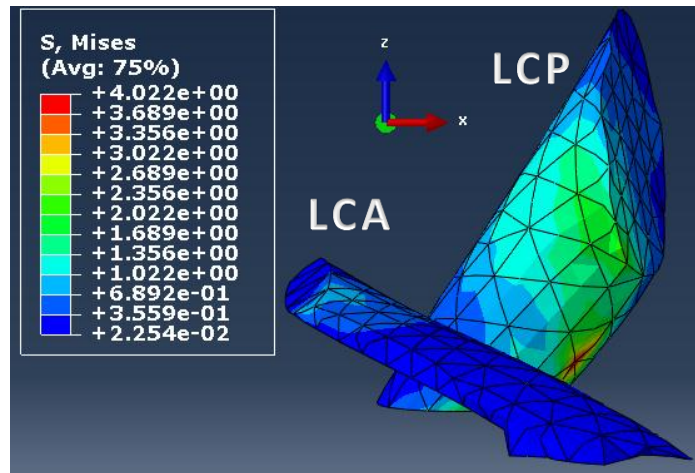


Figura 5-34 Esfuerzos von Mises en los ligamentos cruzados [MPa]

Ligamentos colaterales

El ligamento colateral medial (Figura 5-35) se encuentra a compresión debido al desplazamiento del fémur en la dirección Z. El esfuerzo máximo en el menisco colateral medial es de 1.658 MPa y se localiza en la zona donde se inserta en el fémur y el menor esfuerzo es de 5.932 KPa en la región donde se inserta en la tibia.

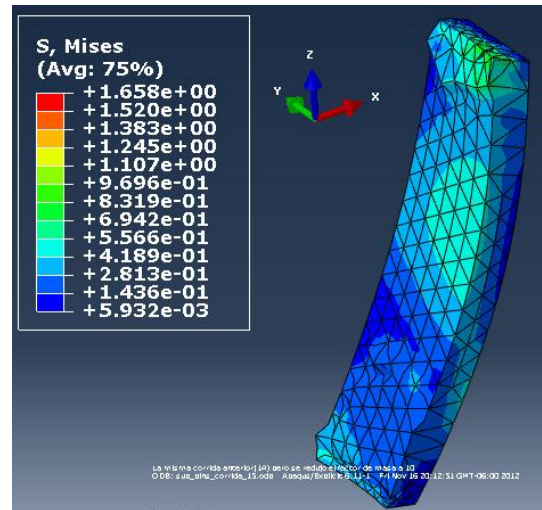


Figura 5-35. Esfuerzos von Mises en el ligamento colateral medial [MPa]

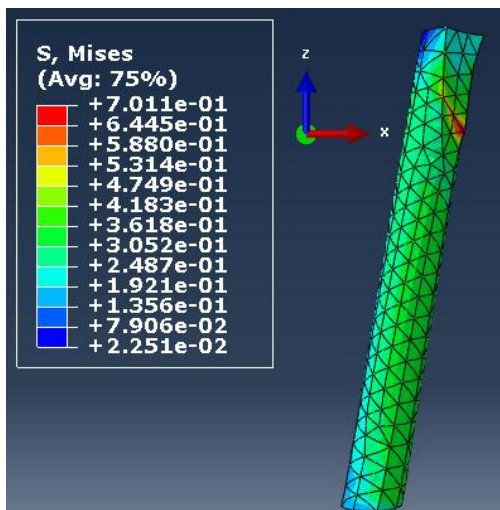


Figura 5-36. Esfuerzos von Mises en el ligamento colateral peroneo [MPa]

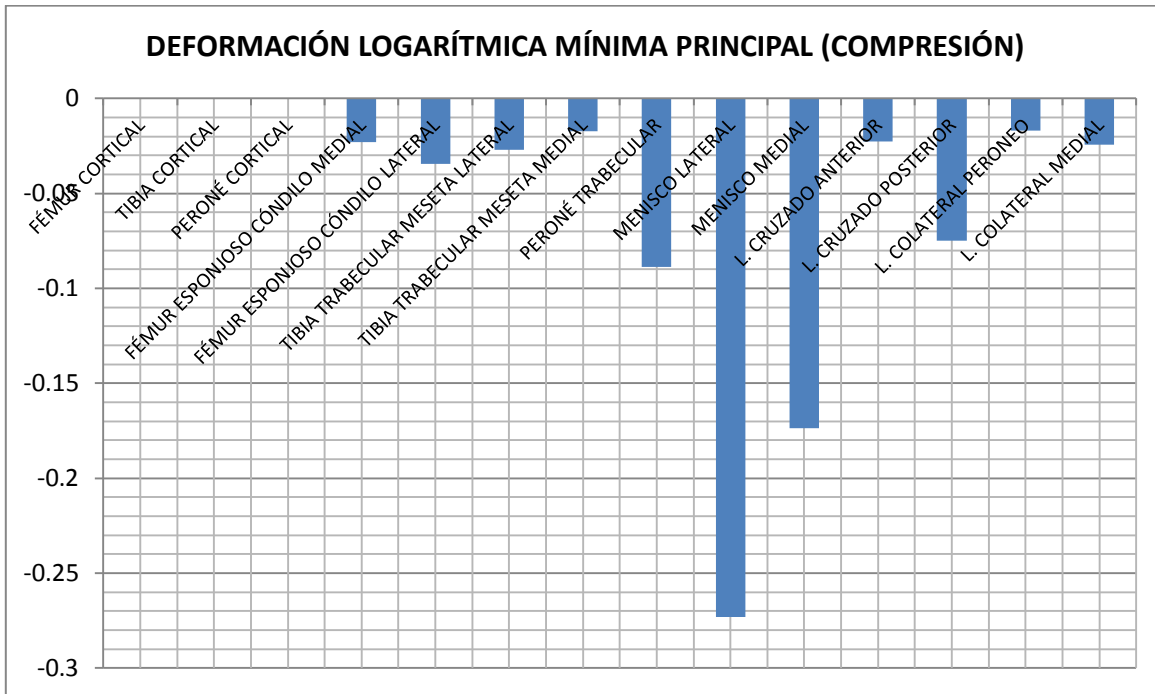
El esfuerzo máximo en el ligamento colateral lateral (Figura 5-36) es de 701.1 KPa localizado en la zona de inserción del ligamento al fémur y el menor esfuerzo es de 22.51 KPa, localizado en la parte posterior de la inserción del ligamento al fémur.



5.2 DISCUSIÓN

Los huesos presentan deformaciones muy pequeñas en comparación con los meniscos y este resultado es lógico ya que son los elementos con menor módulo de elasticidad y por esto funcionan como amortiguadores y distribuidores de carga hacia la meseta tibial.

Gráfico 5-3. Deformación Logarítmica en todos los tejidos.



Como se observa en el Gráfico 5-3 la mayor deformación se da en los meniscos, especialmente en el menisco lateral. Los ligamentos tienen valores muy pequeños y similares de deformación excepto en ligamento cruzado posterior.

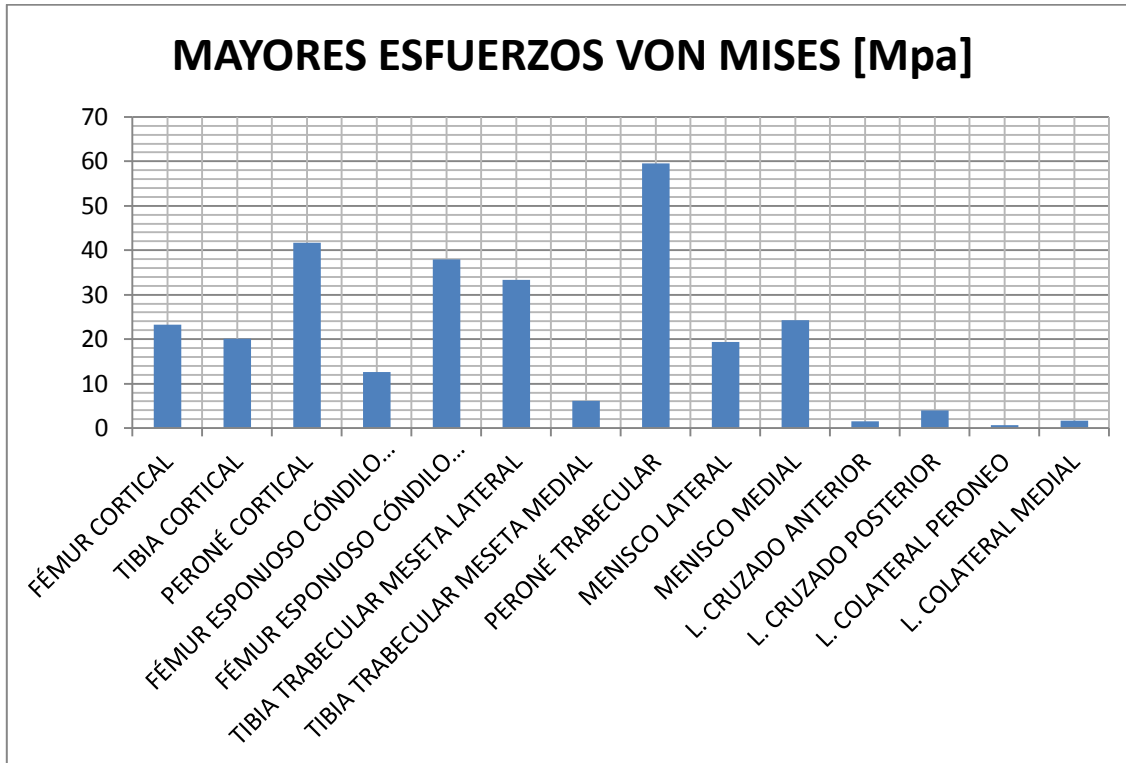
La parte proximal de la tibia está conformada por hueso trabecular, por lo que también distribuye la carga hacia la región de hueso cortical.

Los menores esfuerzos se encuentran en la zona de hueso trabecular y en los tejidos blandos. En los huesos los mayores esfuerzos aparecen en la zona de transición entre materiales (de hueso cortical a trabecular) que es también donde se da un cambio de geometría, pues los extremos distal del fémur y proximal de la tibia, compuestos en su mayor parte de hueso trabecular, presentan un mayor volumen, el cual se va reduciendo conforme se acerca a la diáfisis de los huesos. Estos factores hacen que se concentren esfuerzos en dichas zonas.

Si bien el criterio von Mises está pensado para materiales isotrópicos, puede dar información sobre las regiones que trabajan más en la rodilla y así ayudar a entender el funcionamiento de ésta, además este criterio representa un mayor margen de seguridad.



Gráfico 5-4. Mayores esfuerzos von Mises en cada tejido.



En los meniscos el mayor esfuerzo se presenta en el menisco medial, sin embargo, la mayor deformación se presenta en el menisco lateral. Esto es debido a que el menisco lateral disipa la energía en forma de deformación por lo que no se acentúan tanto los esfuerzos.

El ligamento cruzado posterior (LCP) impide que la tibia se mueva demasiado y se vaya por detrás del fémur, en consecuencia, en el ligamento cruzado posterior se presentan esfuerzos mayores que en el ligamento cruzado anterior debido que la tibia proximal tiene un ligero desplazamiento posterior. Además de esto, el fémur tiende a girar hacia adelante como en hiperextensión, pero es frenado por la restricción de movimiento puesta sobre la cara superior del fémur y por el ligamento cruzado posterior. El LCP se tensa en la hiperextensión de rodilla.

El mayor esfuerzo en los huesos se presenta en el peroné, en la zona donde contacta con la tibia, ya que no se modeló el cartílago entre estos huesos, por lo que no hay un elemento que amortigüe la transición de carga de la tibia al peroné, esto demuestra la importancia del papel que juegan los tejidos blandos como el cartílago y los meniscos en las articulaciones sinoviales. Es muy notable la acción de los meniscos como amortiguadores ya que reducen en gran medida los esfuerzos presentes en la parte distal del fémur y proximal de la tibia.

Los esfuerzos en la meseta tibial tienen una mayor distribución en la región lateral que en la medial debido a que el área de contacto entre fémur y meniscos es mayor en el menisco lateral que en el medial y también porque en el menisco medial ocurren los mayores desplazamientos en $-Z$ por lo que el fémur bajó más de ese lado y así el menisco medial amortiguó más las cargas.



Seral García et al. (2003) consideraron la aplicación de una carga resultante debida al peso corporal de 2353.94 [N] además de la resultante de los músculos abductores sobre el trocánter mayor y reportan una reducción de hasta 100 veces los valores del esfuerzo en la zona de tejido esponjoso con respecto a los valores en el fémur proximal. Resultados similares se obtuvieron en este trabajo.

Otros artículos que han estudiado la rodilla humana, aplican diferentes cargas u otro tipo de idealizaciones como considerar a los huesos analíticamente rígidos. Al cambiar las cargas aplicadas, la presión y el área de contacto cambiarán ya que los resultados dependen de estos factores por lo que no es posible establecer una comparación con estos.

Todo el sistema es muy sensible a la geometría. De la geometría dependen las zonas de contacto y el tipo de elemento y tamaño de las mallas generadas así como también el movimiento que se presenta al aplicar la carga, ya que la cara superior no era paralela al plano XY, al aplicar la carga se generaron momentos que provocaron el giro del fémur por lo que se tuvo que agregar una nueva restricción. Al considerar a los huesos como transversalmente isotrópicos se eligió como dirección preferente la dirección longitudinal ya que también es la dirección en la que actuaría la carga. La relación entre estas variables se puede ver en los problemas presentados. Así mismo la geometría de los meniscos es importante para la transferencia de cargas del fémur a la tibia pues en este trabajo se consideró como plana la cara superior de los meniscos para conseguir la convergencia de cálculo, sin embargo las zonas de contacto aumentan al considerarse los meniscos con su forma cóncava (en contacto con los cóndilos) y casi plana (en contacto con la glenoide de la tibia).

Capítulo

6

Conclusiones



CAPÍTULO 6. CONCLUSIONES

El objetivo planteado en el capítulo 3 fue alcanzado ya que el modelo computacional generado permite establecer una referencia para empezar a entender el comportamiento de la rodilla sana durante el instante más demandante de la marcha humana a través del análisis de deformaciones, esfuerzos y desplazamientos. Este modelo establece la relación entre la geometría, los grados de libertad de la rodilla, los materiales y las condiciones de contacto mediante las simplificaciones realizadas.

A pesar de las simplificaciones del modelo utilizado, es un paso más para acercarse a la realidad y aunque la comparación con otros trabajos no es una completa validación del modelo, los resultados obtenidos permiten entender mejor la mecánica del comportamiento de la rodilla humana y el papel de los tejidos blandos en ella.

Como se indica en las Secciones 4.3, 4.9, 4.12 y 5.1.3 los principales problemas que se presentaron fueron:

- La generación de la malla. Debido a la geometría irregular algunos elementos finitos se encontraban deformados e impedían que se llevara a cabo la simulación. Para solucionarlo se decidió generar las mallas en NX 7.5 y así trabajar con una malla huérfana en Abaqus.
- Las zonas de contacto. Las zonas de inserción de los ligamentos a los huesos y las zonas donde los huesos entraban en contacto con los meniscos presentaban una geometría muy irregular lo que aumentaba el tiempo de cálculo computacional. Para resolver esta situación se simplificaron las zonas de contacto editando las superficies para que fueran paralelas entre sí.
- El movimiento de giro del fémur. Debido a que la cara superior del fémur no era perpendicular al eje Z, al aplicar la carga sobre ésta se generaban esfuerzos cortantes que hacían girar el fémur hacia adelante, para resolverlo se probaron restricciones en diferentes partes del fémur pero aparecían fuerzas de reacción o el resultado era muy artificial ya que se forzaba al modelo. Para resolver este problema se restringió la parte superior del fémur para que sólo se desplazara en el eje Z. La zona donde se localiza esta restricción también es dónde se aplica la carga por lo que no se toma en cuenta de acuerdo con el teorema de Saint-Venant.



La Facultad me ayudó al permitirme el uso de los recursos tecnológicos del LIMAC (Laboratorio de Ingeniería Mecánica Asistida por Computadora) ya que para realizar este trabajo fue necesario el uso de diversos sistemas computacionales (Mimics 10.01, Catia V5R19, Nx 7.5 y Abaqus 6.11)

Por otro lado, hace falta en la Facultad un mayor apoyo al desarrollo de temas relacionados con la biomecánica como por ejemplo un estudio de las propiedades mecánicas de huesos humanos y tejidos suaves de la población mexicana, ya que las propiedades mecánicas usadas en este trabajo se obtuvieron de artículos desarrollados en otras partes del mundo

Para trabajos futuros se recomienda:

- Además del uso de tomografías, el uso de resonancias magnéticas para obtener con mayor precisión la geometría de los tejidos suaves.
- Modelar los huesos como materiales no homogéneos
- Modelar el cartílago.

La carrera de Ingeniería Mecánica me permitió interpretar los resultados obtenidos, tener conocimiento para aplicar cargas y restricciones. El trabajo de tesis me brindó la oportunidad de plantear de forma ordenada y lógica diversas soluciones ante un problema mediante una metodología expresada en un diagrama de flujo y aplicar los conocimientos adquiridos en un proyecto desafiante que busca contribuir al bienestar social, asimismo me permitió adquirir nuevos conocimientos sobre la anatomía y fisiología de la rodilla además del desarrollo de la marcha humana.



Bibliografía

- Espondilitis Anquilosante*. (2012). Recuperado el 23 de Julio de 2012, de Arthritis Foundation: http://www.arthritis.org/espanol/disease-center.php?disease_id=43&df=definition
- Abaqus. (2005). ABAQUS/ Explicit: Advanced Topics. En *Lecture 5. Quasi-Static Analyses*.
- Cardiel, M. H. (2011). Presente y futuro de las enfermedades reumáticas en Iberoamérica. ¿Estamos preparados para hacerles frente? *Reumatología Clínica*.
- Cardiel, M., & Rojas-Serrano, J. (2002). Community based study to estimate prevalence, burden of illness and help seeking behavior in rheumatic diseases in Mexico City. A COPCORD study.
- Cerrud Sánchez, S. M., Narváez Clemente, M. Y., Muñoz González, V., & Schouwenaars, R. (2005). Modelado del comportamiento mecánico del hueso (análisis de los efectos del grado de hidratación). *Ingeniería Mecánica. Tecnología y Desarrollo*, 1(6), 223-232.
- Cohen, B. (2010). El esqueleto: huesos y articulaciones. En *Memmler. El cuerpo humano. Salud y Enfermedad* (M. A. Tovar Sosa, & L. Véliz Salazar, Trads., 11 ed., págs. 141-153). Wolters Kluwer Health México, Lippincott Williams & Wilkins.
- Daza Lesmes, J. (2007). Examen de la marcha. En *Evaluación clínico-funcional del movimiento corporal humano* (págs. 259-277). Bogotá, Colombia: Editorial Médica Panamericana.
- DeMiguel, D., Cegoñino, J., Azanza, B., Ruiz, I., & Morales, J. (2006). Aplicación del análisis 3D de elementos finitos en el estudio biomecánico de la dentición de mamíferos. Análisis preliminar en *Procervulus ginsburgi* (Cervidae, Artiodactyla). *Estudios Geológicos*, 62(1), 115-122.
- Di Paolo, J., Berli, M. E., Campana, D. M., Ubal, S., & Cárdenes, L. D. (26 de Agosto de 2012). *Resultados orientadores para el diseño de prótesis totales de rodilla construidas con materiales rígidos*. Recuperado el 26 de Agosto de 2012, de Universidad Nacional de Entre Ríos, Facultad de Ingeniería: http://www.bioingenieria.edu.ar/grupos/biomecompu/Archivos%20de%20Proyectos/Res_e_PID%206056_Disenio_protesis_rodilla_materiales_rigidos.pdf
- Donzelli, P. S., Spilker, R. L., Ateshian, G. A., & Mow, V. C. (October de 1999). Contact analysis of biphasic transversely isotropic cartilage layers and correlations with tissue failure. *Journal of Biomechanics*, 32, 1037-1047.
- Drake, R. L., Vogl, W., & Mitchell, A. W. (2010). Extremidad inferior. En *Gray Anatomía para estudiantes* (segunda ed., págs. 555-559,575-582). Barcelona, España: Elsevier.



- Espinosa Morales, R. (21 de Julio de 2005). *Los padecimientos músculo esqueléticos, una de las principales causas de invalidez. Comunicado de Prensa No. 375*. Recuperado el 31 de Julio de 2012, de Secretaría de Salud: http://www.salud.gob.mx/ssa_app/noticias/publica.php?tipo=0&seccion=2005-07-21_1534.html&n_seccion=Boletines
- Forumclínica, R. (11 de Julio de 2011). *¿Cual es la diferencia entre la artritis y la artrosis?* Recuperado el 23 de Julio de 2012, de Forumclínica. Programa interactivo para pacientes: http://www.forumclinic.org/artrosis_y_artritis/info_artritis/respuestas_diferencia_artrosis_artritis
- González García, J. A., & Arocha Ordaz, O. G. (2008). *Análisis de una rodilla humana en la posición de empuje durante la marcha utilizando el método por elemento finito. Trabajo de tesis para obtener el título de Ingeniero Mecánico*. D.F., México: UNAM.
- Guingand, O., & Breton, G. (2004). *Rehabilitación y artroplastía total de rodilla*. Recuperado el 22 de Septiembre de 2011, de Fácil salud: <http://facilsalud.com/libros/ENCICLOPEDIAS%20DEPORTIVAS/Medicina%20Fisica/Aplicaciones/reumatologia%20y%20ortopedia/Rehabilitacion%20De%20Artroplastia%20Total%20De%20Rodilla.pdf>
- Hamelynck, K. J. (20 de Noviembre de 2010). *The History of Total Knee Replacement*. Recuperado el 30 de Agosto de 2011, de Vinzenz Gruppe: http://www.vinzenzgruppe.at/vinzenzgruppe/media/pdf/01_Hamelynck_1.pdf
- Higashida Hirose, B. Y. (2001). Sistema óseo, osteología. En *Ciencias de la Salud* (Cuarta ed., págs. 71-93). México: McGraw-Hill.
- IFAI. (2007). *Respuesta al memorándum UE-45/07*. Instituto Nacional de Rehabilitación, Distrito Federal.
- IFAI. (2009). *Respuesta a la solicitud 0064101710308-2*. U.M.A.E. Hospital de Traumatología y Ortopedia Lomas Verdes (IMSS), Naucalpan, Estado de México.
- IFAI. (2010). *Respuesta a la solicitud 0064101908810-3*. U.M.A.E. Hospital de Traumatología y Ortopedia "Magdalena de las Salinas" (IMSS), Dirección de Prestaciones Médicas, Distrito Federal.
- IMSS. (2008). *Guía Práctica clínica para el Diagnóstico y Tratamiento de la Osteoartrosis de Rodilla*. Instituto Mexicano del Seguro Social, México.
- IMSS. (2009). *Diagnóstico y tratamiento de Artritis Reumatoide del Adulto*. Instituto Mexicano del Seguro Social, México.
- Kapandji, A. I. (2001). *Fisiología articular. Miembro inferior* (5 ed., Vol. 2). Médica Panamericana.



- Lavernia, C. J., & Alcerro, J. C. (Septiembre de 2008). Artoplastia total de rodilla. *Actualidades de Posgrado para el médico general*, 13(7).
- Marco Sanz, C. (2012). *Cinesiología de la marcha humana normal*. España: Universidad de Zaragoza.
- Medina Rodriguez, F. (2004). Reumatismo y Artritis Reumatoide. *Revista Cuestión Social*(55), 33-39.
- Moore, K. L., & Dalley II, A. F. (2007). *Anatomía con orientación clínica* (5 ed.). Panamericana.
- Morales Acosta, L. (2001). *Biomecánica de la rodilla. Trabajo de tesis para obtener el título de Ingeniero Mecánico Electricista*. D.F., México: UNAM.
- Moreno Castilla, L. E. (2009). *Simulación Virtual del comportamiento de una Prótesis de Rodilla. Trabajo de tesis para obtener el título de Ingeniero Mecánico*. D.F., México: UNAM.
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2004). Biomecánica de la rodilla. En *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético* (Tercera ed., págs. 180-207). McGraw-Hill.
- Norma. (19 de Junio de 2011). *Desplazamiento vertical*. Recuperado el 25 de Julio de 2012, de Análisis de la Marcha: <http://analysis-motus.blogspot.mx/>
- Palastanga, N., Field, D., & Soames, R. (2000). Articulación femorotibial. En *Anatomía y movimiento humano: estructura y funcionamiento* (P. G. Román, Trad., Primera ed.). Barcelona, España: Paidotribo.
- Panjabi, M. M., & White III, A. A. (2001). Material Properties. En *Biomechanics in the Musculoskeletal system* (págs. 167-188). Churchill Livingstone.
- Peláez-Ballestas, I., Sanin, L. H., Moreno-Montoya, J., Alvarez-Nemegyei, J., & Burgos-Vargas, R. (2011). Epidemiology of the rheumatic diseases in Mexico. A study of 5 regions based on the COPCORD methodology. *The Journal of Rheumatology*, 38(86), 3-8.
- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M. A., Palanca, D., & Doblaré, M. (2005). Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics. *Clinical Biomechanics*, 20, 498-507.
- Peña, E., Calvo, B., Martínez, M., & Doblaré, M. (2006). A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. *Journal of Biomechanics*, 39, 1686-1701.
- Pérez Correa, J. (24 de Agosto de 2010). *Notimex. Coloca IMSS 130 prótesis de cadera y rodilla al mes*. Recuperado el 1 de Agosto de 2012, de Razones de Ser: <http://www.razonesdeser.com/vernota.asp?notaid=74017>



- Seral García, B., Cegoñino Banzo, J., García Aznar, J. M., Doblaré Castellano, M., & Seral Iñigo, F. (2003). Simulación en 3D con elementos finitos de un modelo de prótesis de rodilla. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 47(01), 64-72.
- Sierra Martínez, O. (8 de Abril de 2004). *Osteoartritis, problema de salud que afecta principalmente a adultos mayores. Comunicado de prensa No. 066*. Recuperado el 31 de Julio de 2012, de Secretaría de Salud: http://www.salud.gob.mx/ssa_app/noticias/datos/2004-04-10_851.html
- Sochire. (18 de Junio de 2007). *Condrocálcinosis*. Recuperado el 19 de Julio de 2012, de Sociedad Chilena de Reumatología: <http://sochire.cl/article/articleprint/41/-1/30/>
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2006). *Principios de Anatomía y Fisiología* (11 ed.). Médica Panamericana.
- Trinidad Apanco, R. B. (2008). *Análisis de la rodilla humana mediante elemento finito al inicio de la fase de apoyo. Trabajo de tesis para obtener el título de Ingeniero Mecánico*. D.F., México: UNAM.
- Urbano Labajos, D., & Meschian Coretti, D. (14 de Julio de 2010). *Artrosis de Rodilla*. Recuperado el 20 de Julio de 2012, de Cirugía articular: <http://www.cirugiaarticular.com/rodilla/artrosis-rodilla-gonartrosis/>
- Viladot Voegeli, A. (2004). Estudio de la marcha humana. En *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor* (págs. 243-259). Barcelona, España: Masson.
- Wieresen, N. (2005). *Análisis de la Actividad Muscular en Posición Bípeda y durante la Marcha*. España: Universidad del País Vasco Euskal Herriko Unibertsitatea. Departamento de Fisiología.
- Wirtz, D. C., Schiffers, N., Pandorf, T., Radermacher, K., Weichert, D., & Forst, R. (2000). Critical evaluation of known bone material properties to realize anisotropic FE-simulation of the proximal femur. *Journal of Biomechanics*, 33, 1325-1330.