



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

Facultad de Ingeniería

Análisis tridimensional de la rodilla mediante
elemento finito

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO MECATRÓNICO

PRESENTA:

ARREDONDO BERROCAL JOSÉ FEDERICO

CARRILLO ALVAREZ CÉSAR

DIRECTOR DE TESIS: Dr. Álvaro Ayala Ruiz

Ciudad Universitaria, México D. F. 2007





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.

José Federico Arredondo Berrocal

A mis padres:

***Bernardino Arredondo Ramírez
Amelia Berrocal Peña***

A quienes agradezco la vida, comprensión, cariño y por estar siempre conmigo.

A mis hermanos:

Gregorio, Edgar y Bernardo

Gracias por darme su cariño, apoyo y por ser mis hermanos.

César Carrillo Alvarez

A mis padres:

***Ramón Carrillo Alvarez
Maria Elena Alvarez Rodea***

A quienes agradezco por darme su apoyo, confianza, cariño y estar siempre conmigo.

A mi hermano:

Gabriel Carrillo Alvarez

Gracias por tu apoyo, cariño y compañía.

A mis amigos por su apoyo, cariño y por todas las aventuras en esta universidad.

Agradecimientos.

Agradecemos a la:

Universidad Nacional Autónoma de México

Por habernos proporcionado conocimientos fundamentales para un desarrollo pleno como buenos profesionistas y seres humanos.

A nuestro asesor:

Dr. Álvaro Ayala Ruiz

Por su generoso apoyo y consejos para la realización de éste trabajo.

Al honorable jurado.

A todos nuestros profesores a lo largo de nuestra trayectoria estudiantil.

Muy en especial a la:

Facultad de Ingeniería

Por forjarnos como ingenieros y permitirnos ser parte de ella.

ANÁLISIS TRIDIMENSIONAL DE RODILLA MEDIANTE ELEMENTO FINITO

Índice

Página

INTRODUCCIÓN. **Error! Bookmark not defined.**

CAPÍTULO UNO

ANATOMIA DE LA RODILLA.

1.1 INTRODUCCIÓN. **Error! Bookmark not defined.**

1.2 DEFINICIÓN. **Error! Bookmark not defined.**

1.3 SUPERFICIES ARTICULARES. **Error! Bookmark not defined.**

1.3.1 La tróclea. **Error! Bookmark not defined.**

1.3.2 La rótula. **Error! Bookmark not defined.**

1.3.3 Los cóndilos. **Error! Bookmark not defined.**

1.3.4 Las glenoides. **Error! Bookmark not defined.**

1.3.5 La articulación peronenotibial superior. **Error! Bookmark not defined.**

1.3.6 La sinovial. **Error! Bookmark not defined.**

1.4 MEDIOS DE UNIÓN. **Error! Bookmark not defined.**

1.4.1 El aparato meniscal. **Error! Bookmark not defined.**

1.4.2 El aparato capsuloligamentoso. **Error! Bookmark not defined.**

1.4.3 El sistema adiposo. **Error! Bookmark not defined.**

1.4.4 El aparato tendinomuscular. **Error! Bookmark not defined.**

BIBLIOGRAFÍA. **Error! Bookmark not defined.**

CAPÍTULO DOS

ELASTICIDAD LINEAL.

2.1 INTRODUCCIÓN. **Error! Bookmark not defined.**

2.2 TEORÍA DE LA ELASTICIDAD. **Error! Bookmark not defined.**

2.3 TEORÍA DE LA ELASTICIDAD LINEAL. **Error! Bookmark not defined.**

2.3.1 Tensiones. **Error! Bookmark not defined.**

2.3.2 Componentes de la tensión. **Error! Bookmark not defined.**

2.3.3 Tensor de deformación. **Error! Bookmark not defined.**

2.3.4 Principio de superposición. **Error! Bookmark not defined.**

2.4 MEDIOS ELÁSTICOS. **Error! Bookmark not defined.**

2.5 LEY DE COMPORTAMIENTO PARA MEDIOS ELÁSTICOS

LINEALES.

- 2.5.1 Desplazamientos y deformaciones.
- 2.5.2 Esfuerzos.
- 2.5.3 Relaciones de esfuerzo deformación.

Error! Bookmark not defined.

Error! Bookmark not defined.

Error! Bookmark not defined.

Error! Bookmark not defined.

2.6 PLANTEAMIENTO GENERAL DEL PROBLEMA ELÁSTICO.

2.7 MÉTODO DE ELEMENTO FINITO.

Error! Bookmark not defined.

BIBLIOGRAFÍA.

Error! Bookmark not defined.

CAPÍTULO 3

BIOMECÁNICA DE LA RODILLA.

3.1 INTRODUCCIÓN.

Error! Bookmark not defined.

3.2 LESIONES DE RODILLA.

- 3.2.1 Luxación de rodilla.
- 3.2.2 Osteoartritis.
- 3.2.3 Artritis reumatoide.
- 3.2.4 La gota.

Error! Bookmark not defined.

Error! Bookmark not defined.

Error! Bookmark not defined.

Error! Bookmark not defined.

Error! Bookmark not defined.

3.3 REMPLAZO DE LA RODILLA.

Error! Bookmark not defined.

3.4 BIOMECANICA DE LA RODILLA.

- 3.4.1 Elementos de la rodilla.
- 3.4.2 Restricciones de movimiento.
- 3.4.3 Centro de gravedad del cuerpo humano.
- 3.4.4 Obtención de cargas en la rodilla.

Error! Bookmark not defined.

Error! Bookmark not defined.

Error! Bookmark not defined.

Error! Bookmark not defined.

Error! Bookmark not defined.

BIBLIOGRAFÍA.

Error! Bookmark not defined.

CAPÍTULO 4

ANÁLISIS DE ELEMENTO FINITO.

4.1 INTRODUCCIÓN

Error! Bookmark not defined.

4.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.

Error! Bookmark not defined.

4.3 CASO DE ESTUDIO.

Error! Bookmark not defined.

4.4 DESARROLLO DE MODELO DE RODILLA SANA.

- 4.4.1 Obtención de geometría. **Error! Bookmark not defined.**
- 4.4.2 Discretización del modelo en elementos finitos. **Error! Bookmark not defined.**
- 4.4.3 Modelado de elementos finitos. **Error! Bookmark not defined.**

4.4.4	Asignación de propiedades de material.	Error! Bookmark not defined.
4.5	RESULTADOS DEL ANÁLISIS EN ROSILLA SANA.	Error! Bookmark not defined.
4.5.1	Resultados de deformaciones en Z en rodilla sana.	Error! Bookmark not defined.
4.5.2	Resultados de deformaciones principales en rodilla sana.	Error! Bookmark not defined.
4.5.3	Resultados de esfuerzos en rodilla sana.	Error! Bookmark not defined.
4.6	DESARROLLO DEL MODELO DE RODILLA CON OSTEOARTRITIS.	Error! Bookmark not defined.
4.6.1	Obtención de la geometría.	Error! Bookmark not defined.
4.6.2	Modelado de elemento finito.	Error! Bookmark not defined.
4.7	RESULTADOS DE ANÁLISIS EN RODILLA CON OSTEOARTRITIS.	Error! Bookmark not defined.
4.7.1	Representación de los resultados.	Error! Bookmark not defined.
4.7.2	Resultados de deformación en Z en rodilla con osteoartritis.	Error! Bookmark not defined.
4.7.3	Resultados de deformaciones principales en rodilla con osteoartritis.	Error! Bookmark not defined.
4.7.4	Resultados de esfuerzos en rodilla con osteoartritis.	Error! Bookmark not defined.
4.8	COMPARACIÓN DE RESULTADOS OBTENIDOS EN RODILLA SANA Y RODILLA CON OSTEOARTRITIS.	Error! Bookmark not defined.
4.8.1	Análisis de resultados de deformaciones en Z entre rodilla sana y rodilla con osteoartritis.	Error! Bookmark not defined.
4.8.2	Análisis de resultados de deformaciones principales entre rodilla sana y rodilla con osteoartritis.	Error! Bookmark not defined.
4.8.3	Análisis de resultados de esfuerzos entre rodilla sana y rodilla con osteoartritis.	Error! Bookmark not defined.
BIBLIOGRAFÍA.		Error! Bookmark not defined.
CONCLUSIONES.		Error! Bookmark not defined.

INTRODUCCIÓN.

La rodilla es una articulación muy vulnerable que soporta una gran cantidad de presión en las actividades cotidianas, como levantar objetos y arrodillarse, y en otras actividades de gran impacto como correr y hacer ejercicios aeróbicos. Muchos problemas de la rodilla son el resultado del proceso de envejecimiento, del uso y desgaste continuo de la articulación (por ejemplo, la OSTEoarTRITIS). Otros son el resultado de una lesión o de un movimiento repentino que distiende la rodilla.

La biomecánica de la rodilla es muy compleja y aún no está bien entendida, pues existen más de seis movimientos independientes, tres de traslación y tres de rotación. En todos ellos intervienen en forma sinérgica todos los elementos (huesos, meniscos, tendones y ligamentos) estabilizadores. Principalmente por ésta razón es que no se han desarrollado estudios más específicos para ésta articulación, por lo cuál en el presente estudio sólo se considerará el modelo en posición erecta.

Básicamente existen dos formas con las que se puede dañar la rodilla, ya sea por alguna lesión ó por alguna enfermedad. Cuando es causada por alguna lesión, normalmente existen tratamientos quirúrgicos para reparar el daño, pero cuando es alguna enfermedad degenerativa lo más recomendable es la sustitución de la articulación.

En el presente estudio se consideró la enfermedad llamada “osteoartritis” ya que casi 21 millones de personas en Estados Unidos la padecen y la tendencia a desarrollarla aumenta con la edad. Hasta los 45 años, la osteoartritis es más común entre los hombres; después de dicha edad, se hace más común entre las mujeres. Cuando una persona padece ésta enfermedad, el cartílago de las articulaciones se desgasta, lo que puede causar dolor y rigidez.

En México existe un numero considerable de personas que padecen esta enfermedad y no se produce algún tipo de prótesis de rodilla y el que se realicen éste tipo de estudios ayuda en gran medida para el futuro diseño de alguna.

El utilizar muestras reales para el estudio de dicha articulación implica varios problemas, principalmente el hecho de que al provenir de un cadáver, las propiedades mecánicas cambian, además de que la mayoría de las pruebas para obtener estas propiedades son destructivas y por lo tanto costosas. Es por esto que en el presente estudio se presenta un modelo analítico de la articulación rodilla, para después ser analizado mediante el uso del método de elemento finito (FEM) y poder evaluar su comportamiento ante una carga definida.

El objetivo principal de éste estudio, es conocer el comportamiento de esfuerzos y deformaciones del modelo de una rodilla sana y otra con osteoartritis, para diseñar o evaluar prótesis, además de poder realizar estudios personalizados.

Estos resultados y comparaciones son básicos para poder realizar un diseño de prótesis ó el mejoramiento de los ya existentes, además de contribuir un mejor método de terapia para recuperación.

Para el cumplimiento del objetivo del presente estudio se contó con el apoyo de la DGSCA, IXTLI por medio del proyecto IN502206 proporcionando la base de datos del sistema óseo, el cual se utilizó para la realización de mismo.

Este trabajo se distribuyó de la siguiente manera. En el primer capítulo se explica la anatomía de la rodilla con base en las superficies articulares y los medios de unión. El segundo capítulo nos explica la teoría de la elasticidad lineal la cual fundamenta el presente estudio. El capítulo tres nos explica aspectos teóricos de la biomecánica de la rodilla así como lesiones y la opción de un reemplazo total. Por último, en el cuarto capítulo se lleva a cabo propiamente el análisis por elemento finito de la rodilla sana y con osteoartritis, así como las comparaciones de resultados entre esfuerzos y deformaciones, para finalmente concluir sobre dichos resultados.

CAPÍTULO UNO

ANATOMIA DE LA RODILLA.

1.1 INTRODUCCIÓN.

En el presente capítulo se estudia la anatomía de la rodilla dividiendo ésta en dos partes fundamentales: las “superficies articulares” y los “medios de unión”.

De ésta manera se podrá entender el funcionamiento de cada una de las partes de dicha articulación para posteriormente realizar un análisis estructural.

1.2 DEFINICIÓN.

La rodilla es una articulación que se puede clasificar de dos maneras; como un conjunto trocoide y como una articulación de tipo troclear. El conjunto trocoide, es cuando se considera como un todo, es decir, la superficies que la conforman son dos segmentos de cilindro: el femoral que es convexo, mientras el rotuliano y el tibial que son cóncavos. [1] (Fig. 1.1)

El tipo troclear es cuando una de sus superficies, en éste caso la femoral está en forma de “polea”.

La articulación de la rodilla presenta dos grados de libertad [1]:

- El primer grado son los movimientos de rotación, solamente posibles en flexión y que son factibles gracias a la existencia de una troclear que esté “modificada”, es decir, la cresta medial, formada por la cresta medial posterior de la rótula y el macizo de las espinas tibiales, es efectivamente incompleta. Además la troclear también es incongruente, ya que las superficies articulares están mal encajadas, a pesar de la interposición de los meniscos, que tienen un papel de elementos de adaptación.
- El segundo grado de libertad es el movimiento de flexoextensión, que es posible en cualquier articulación troclear.

Debido a que la rodilla es un sistema capsuloligamentoso y muscular puede comportarse como un conjunto funcional y solidario además de vulnerable, ya que el componente capsuloligamentoso se lesiona fácilmente.

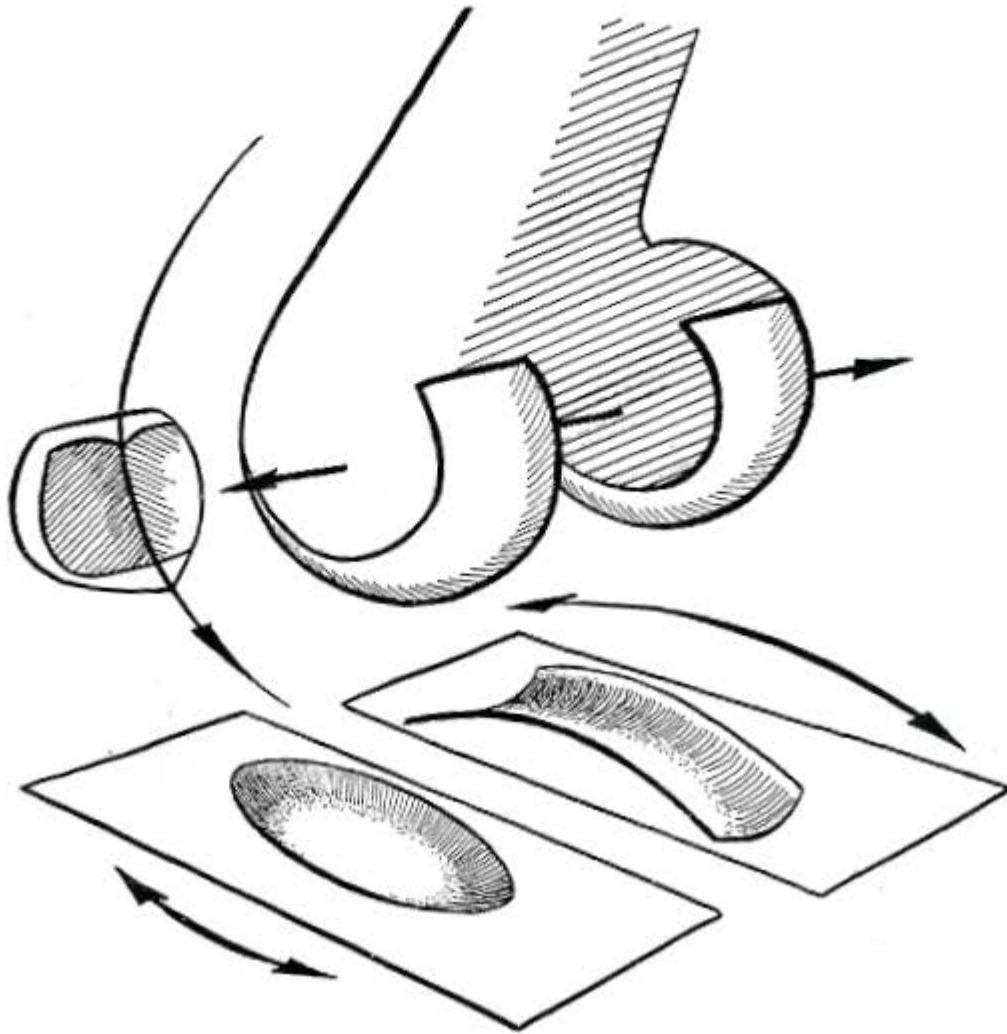


Figura 1. 1 Grados de libertad [1].

1.3 SUPERFICIES ARTICULARES.

Desde el punto de vista de articulación podemos clasificar las siguientes superficies:

- La articulación femororutaliana relaciona la tróclea femoral con la cara posterior de la rótula.
- La articulación femorotibial relaciona los cóndilos femorales con las glenoides tibiales.
- La articulación peroneotibial superior relaciona las carillas articulares correspondientes de la extremidad superior del peroné y de la tibia.

1.3.1 La tróclea.

- La tróclea ocupa la parte anterior de la extremidad inferior del fémur (Fig. 1.2) y es recorrida centralmente por un canal anteroposterior que la divide en dos vertientes: este canal troclear se continúa por atrás con la escotadura intercondílea; la vertiente externa(VET) y la interna(VIT) son convexas en todos los sentidos.
- La configuración general está marcada por tres características:
 1. La vertiente externa es más extensa y prominente y su espiral tiene los radios más grandes.
 2. El borde superior sobrepasa el surco supratroclear, formando una transición suave con la vertiente externa.
 3. El ángulo de abertura de la tróclea presenta valores medios de 140°.

1.3.2 La rótula.

- La rótula es un hueso sesamoideo, es decir, se encuentra en una situación intratendinosa que le permite actuar como una polea de reflexión, integrado en el aparato extensor y situado entre el tendón del cuádriceps (TC) y el tendón rotuliano (TR) (Fig. 1.2) [1].
- Para la rótula se tienen 3 características:
 1. El espesor varía entre 2 y 3 (cm) sin contar el cartílago, que puede medir 5 mm en la línea media.
 2. En la cara posterior pueden diferenciarse dos partes: una superior articular y otra inferior extraarticular.
 3. El ángulo de abertura de la rótula presenta valores medios de 130°.

1.3.3 Los cóndilos.

Los cóndilos ocupan la parte baja y posterior de la extremidad inferior del fémur (Fig. 1.2), están separados por la escotadura intercondílea y divergen hacia atrás: la escotadura intercondílea prolonga hacia atrás el canal troclear; el cóndilo externo (CE) y el cóndilo interno (CI) que continúan a las vertientes trocleares correspondientes, son igualmente convexas en todos los sentidos siendo similares de perfil, a dos espirales en los que los radios respectivos disminuyeron de delante atrás [1].

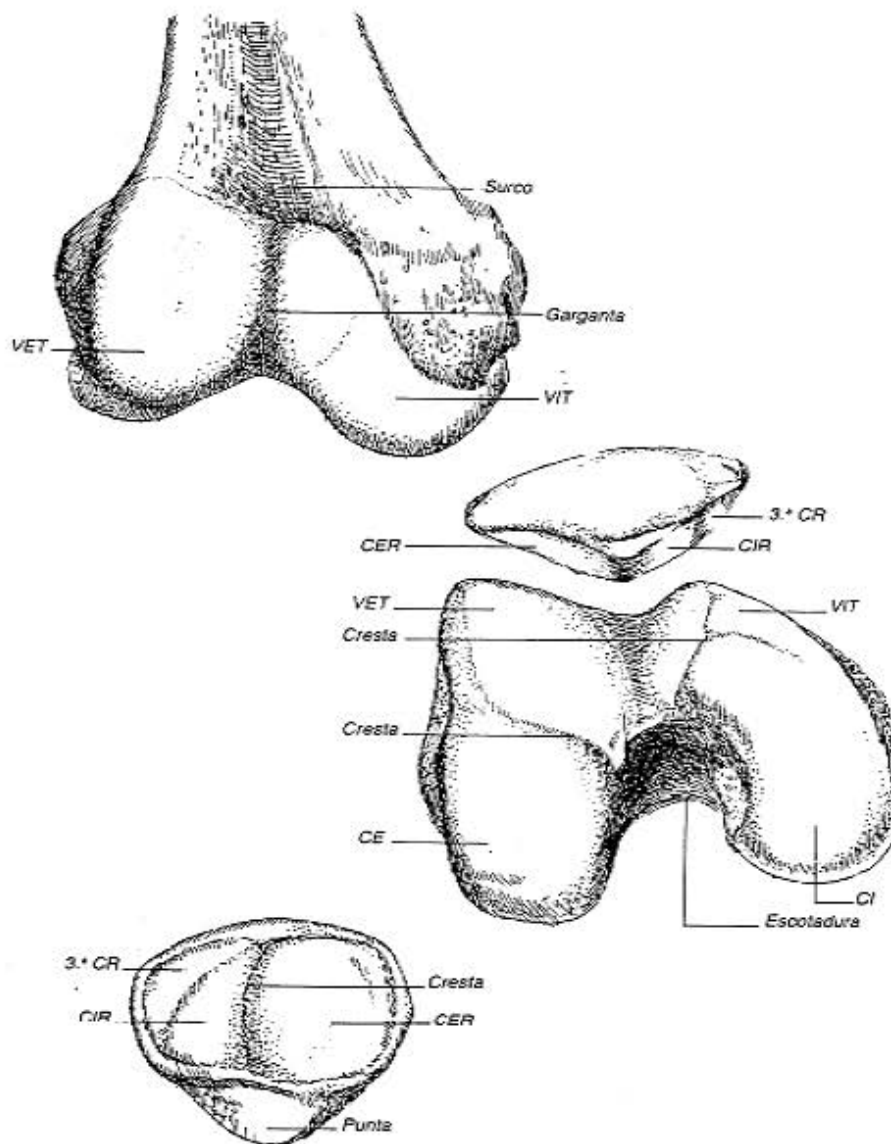


Figura 1. 2 Rótula y cóndilos [1].

1.3.4 Las glenoides.

Las glenoides se apoyan sobre las tuberosidades tibiales externa e interna y están separadas por el espacio interglenoideo: la glenoides externa (GE) y la glenoides interna (GI) son cóncavas transversalmente (Fig. 1.3), siguiendo la convexidad de los cóndilos correspondientes, el espacio interglenoideo (EIG) adopta la forma de un reloj de arena; las espinas tibiales externa e interna delimitan las superficies pre y retroespinales en las que se insertan los meniscos y los ligamentos cruzados [1].

En suma, el cóndilo interno convexo y la glenoides interna cóncava se prestan a un encaje recíproco, por el contrario, la posición de las dos superficies convexas, del cóndilo externo y de la glenoides externa, no puede prestarse a la congruencia.

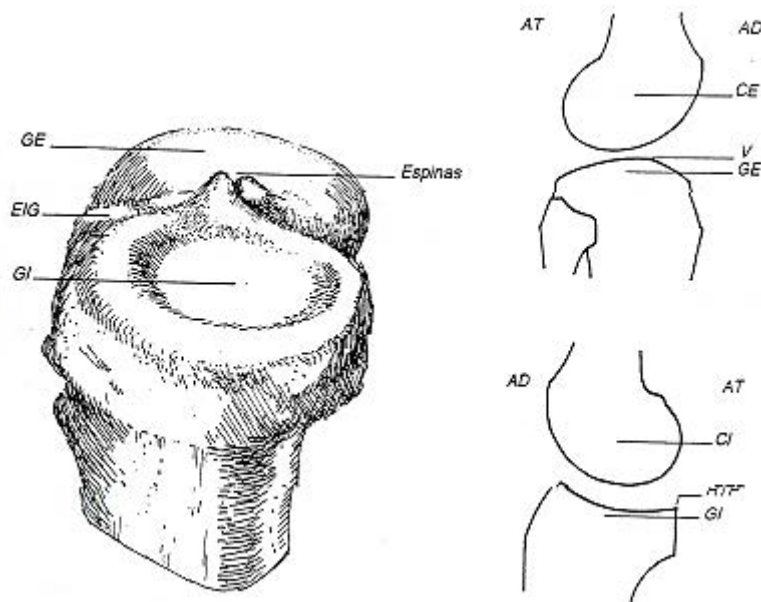


Figura 1. 3 Glenoides [1].

1.3.5 La articulación peroneotibial superior.

Es una artrodia, es decir, una articulación en que las superficies son planas, situada bajo la glenoides externa y localizada en su tercio posterior (Fig. 1.4) [1].

- La superficie tibial ocupa la cara posterior de la tuberosidad tibial externa; es ovalada y mira hacia atrás, afuera y abajo.
- La superficie peroneal, ocupa la vertiente interna del caballete que forma la cara superior, y es ovalada mirando hacia delante, adentro y arriba.

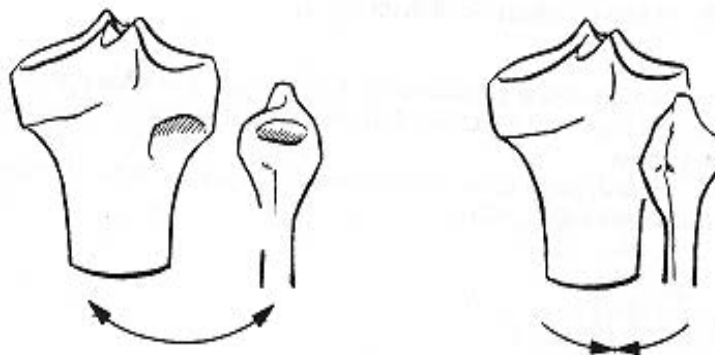


Figura 1. 4 Artrodia [1].

1.3.6 La sinovial.

Después de insertarse en la unión hueso-cartílago, la sinovial (Sin) se refleja sobre los huesos y tapiza la cara profunda de la cápsula (Cap) formando un fondo de saco más o menos profundo alrededor de las extremidades óseas (Fig.1.5) [1].

Estando unida por los lados a la cara periférica de los meniscos, la sinovial (Sin) se divide en dos partes, una femoromeniscal y otra meniscotibial.

Por detrás y a nivel de la escotadura, la sinovial (Sin) se invagina hasta las formaciones adiposas y contornea los dos ligamentos cruzados, de manera que estos últimos permanecen extraarticulares y extrasinoviales sin dejar de ser intracapsulares [1].

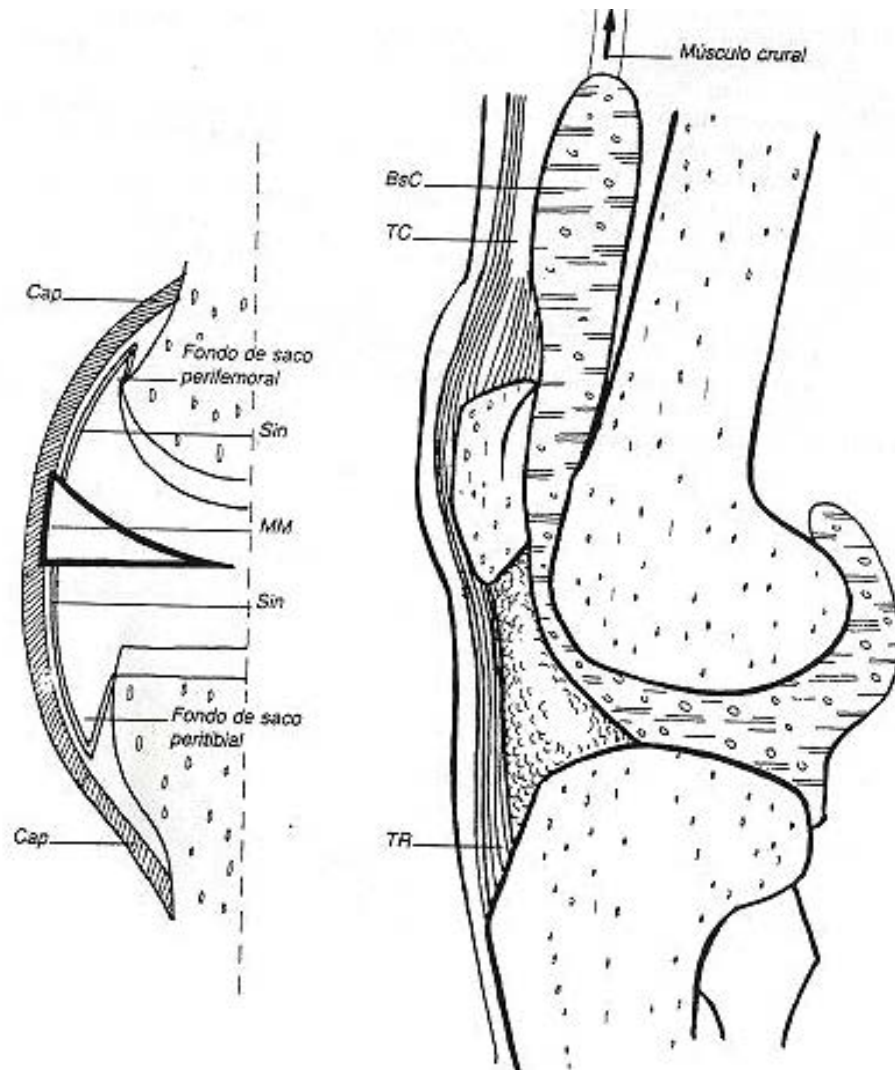


Figura 1. 5 Sinovial [1].

1.4 MEDIOS DE UNIÓN.

La unión de las superficies articulares se realiza por el conjunto meniscal, capsuloligamentoso, adiposo y muscular.

1.4.1 El aparato meniscal.

Los dos elementos intercalares propios de la articulación femorotibial se señalan por una diferencias de “configuración”, pero a partir de una silueta general y de una “estructura común” (Fig. 1.6) [1].

1. La silueta general es de dimensiones variables pero proporcionales a las superficies articulares:

el corte de sección triangular pone en evidencia tres caras y un borde: la cara superior cóncava transversalmente se relaciona con el cóndilo; la cara inferior casi plana transversalmente corresponde a la glenoides; la cara periférica, convexa y gruesa, constituye el muro meniscal (MM), que se adhiere al plano capsular (Cap); el borde libre, cóncavo y cortante mira hacia las escotadura intercondílea;

los medios de unión son numerosos; algunos están bien individualizados y son constantes;

intermeniscales por el ligamento yugal (LY), que está colocado transversalmente en la parte anterior, entre ambos cuernos anteriores y en relación con el aparato extensor por intermedio del ligamento adiposo (LA);

meniscotibiales: actúan como frenos meniscales, de forma que cada cuerno esta amarrado por un grueso manojo fibroso;

meniscocapsulares gracias a un plano capsular adherido al muro meniscal (MM) y que refuerzan por delante el ligamento meniscorrotuliano externo (LMRE) e interno (LMRI).

2. La estructura común es significativa, tanto del punto de vista macroscópico como microscópico:

el aspecto macroscópico comporta dos zonas:

la zona periférica, reducida a un cuarto del área meniscal, llamada parameniscal;

la zona central extendida por las tres cuartas partes del área meniscal es la denominada articular y es esencialmente fibrocartilaginosa

el aspecto microscópico diferencia tres grupos de fibras:

fibras horizontales, verticales u oblicuas y radiales.

3. El menisco externo (ME) tiene una configuración variable, aunque presenta particularidades constantes:

el cuerno anterior (CAME) es tan voluminoso como el cuerno posterior (CPME);

Las inserciones son más numerosas y reforzadas;

Meniscofemorales: el ligamento meniscofemoral posterior (LMFP) nace del cuerno posterior y es satélite del ligamento cruzado posterior (LCP);

musculomeniscales, constituyendo el amarre dinámico externo (ADE) que une el cuerno posterior (CPME) con el músculo poplíteo P;

4. El menisco interno (MI) tiene una configuración particular pero constante:

la forma es semicircular, casi abierta;

el cuerno anterior (CAMI), contrasta con el cuerno posterior (CPMI);

las inserciones están reforzadas por otras musculomeniscales, constituyendo el amarre dinámico interno (ADI) que une el cuerno posterior (CPMI) con el tendón directo del semimembranoso (SM).

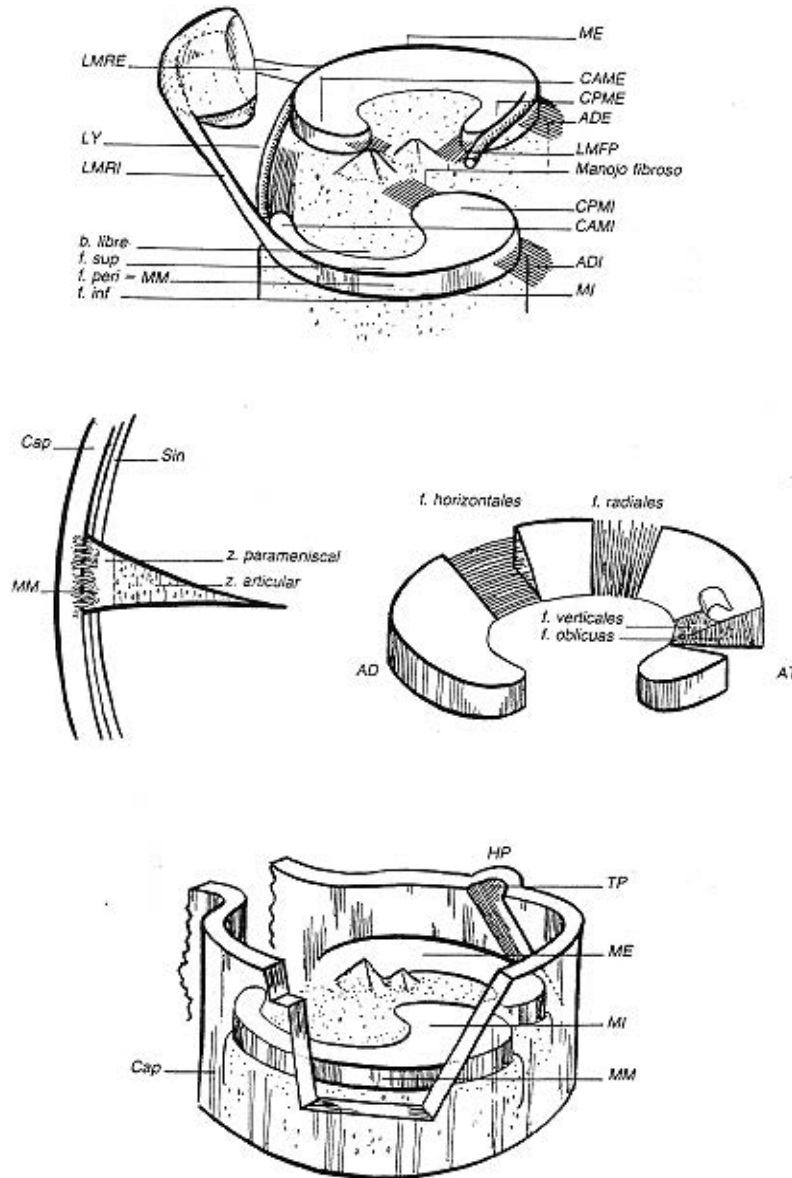


Figura 1. 6 Articulación femorotibial [1].

1.4.2 El aparato capsuloligamentoso.

Lo constituyen las uniones pasivas agrupadas en un sistema central y un sistema periférico [1].

- El sistema central

Comporta una parte ligamentosa esencial y una parte ósea accesoria.
La parte ósea está representada por el macizo de las espinas tibiales.

- La parte ligamentosa

Está representada por los dos ligamentos cruzados cuyo origen embriológico es común con el de los meniscos (Fig. 1.7).

- El ligamento cruzado anteroexterno (LCAE) es frágil.
- El ligamento cruzado posteriointerno (LCPI) es potente.

- El sistema periférico

Es un conjunto capsuloligamentoso, externo e interno, y cuya descripción esquemática será dividida en tercios y separada en tres planos:

- la división en tercios anterior, medio y posterior;
- la separación en tres planos, (profundo, medio y superficial aponeurótico);

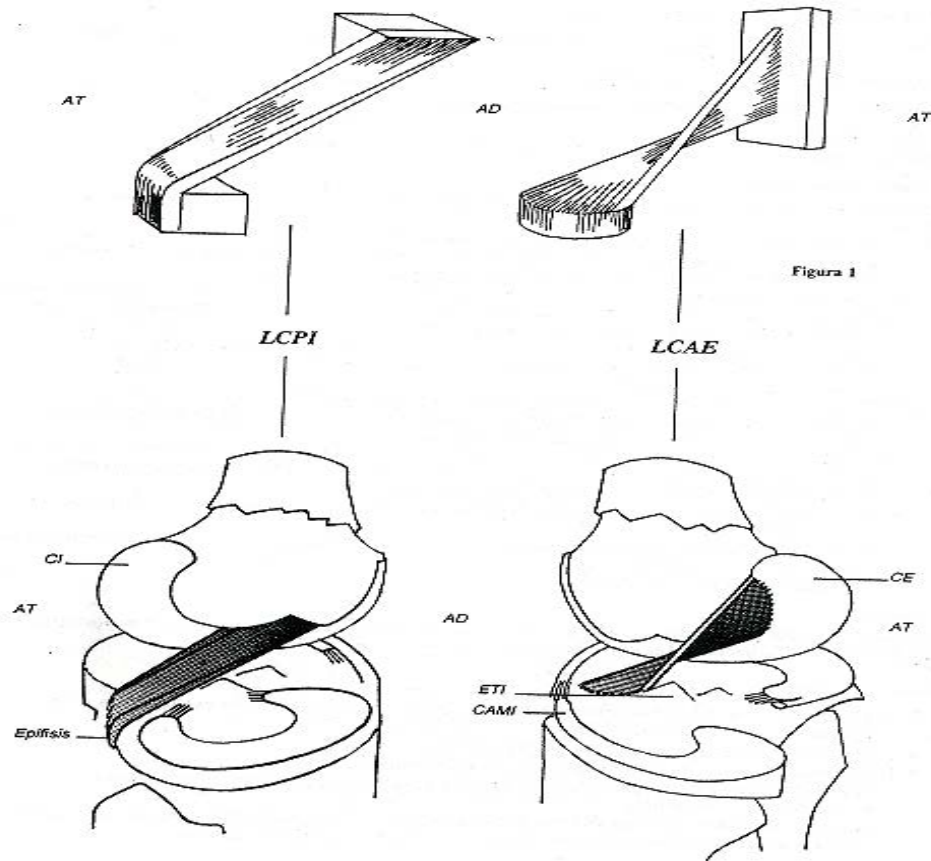


Figura 1. 7 Aparato capsuloligamentoso [1].

- El sistema periférico externo

- El tercio anterior está representado por el alerón rotuliano externo (ARE) , en el que se superponen: el plano capsular (Cap), el alerón anatómico externo (AAE) de la rótula y las expansiones directas del vasto externo y las cruzadas del vasto interno (Fig. 1.8) [1].
- El tercio medio asocia el plano capsular, la aponeurosis iliotibial (AIT) que le cruza por delante y el ligamento lateral externo llamado largo, que lo recubre por detrás la aponeurosis iliotibial y el ligamento lateral externo.
- El tercio posterior representa el plano capsular, elemento de base, cuyo espesor aumenta de delante hacia atrás: la parte posterior, cubre el cóndilo externo, constituyendo el casquete condíleo externo; la parte anterior, va a constituir la tela de fondo de una zona de menor resistencia: el punto de ángulo posteroexterno (PAPE).

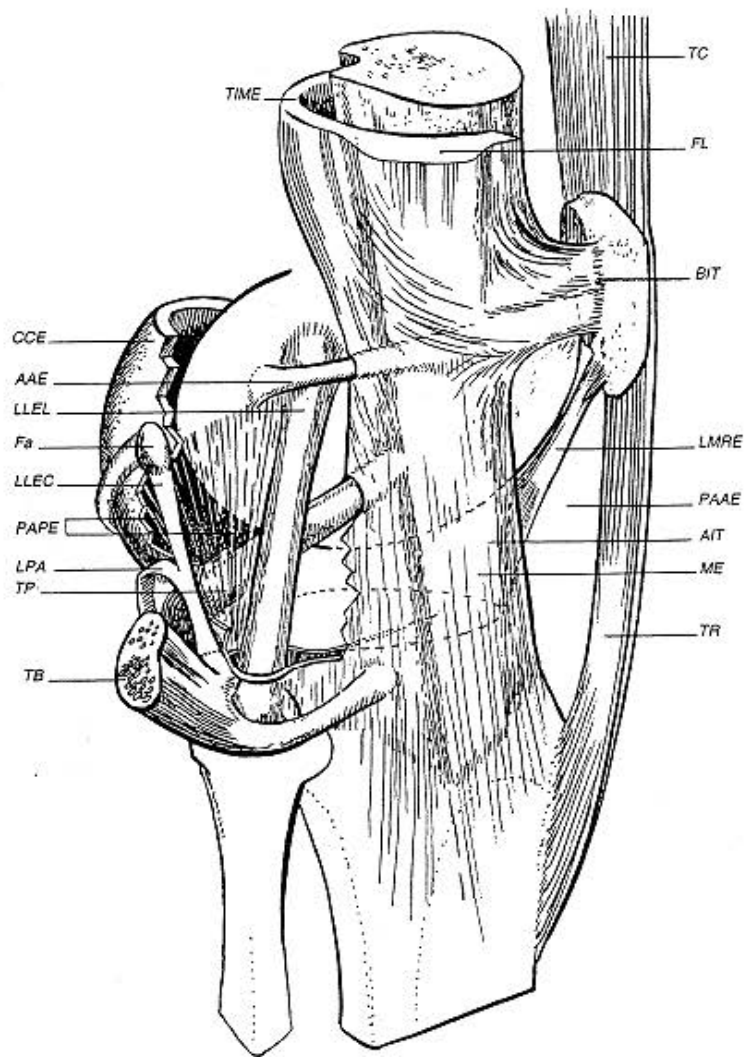


Figura 1. 8 Sistema periférico externo [1].

El sistema periférico interno (Fig. 1.9) [1].

El tercio anterior está representado por el alerón rotuliano interno (ARI), en que el que se superponen: el plano capsular (Cap) adherido al muro meniscal que refuerza al ligamento meniscorrotuliano interno (LMRI), y al alerón anatómico interno (AAI);

El tercio medio asocia el plano capsular medio y el ligamento lateral interno que lo recubre: el plano capsular medio formado por fibras cortas que terminan en el menisco y el ligamento lateral interno (LLI).

El tercio posterior representa el plano capsular, formación de base cuyo espesor aumenta de delante hacia atrás.

El sostén musculoligamentoso del PAPI está asegurado por el músculo semimembranoso (SM) y el ligamento oblicuo posterior (LOP);

El SM constituye el amarre dinámico interno (ADI), formando parte activa en la delimitación del PAPI por sus tres tendones: reflejo Trf, directo Td, recurrente Trc;

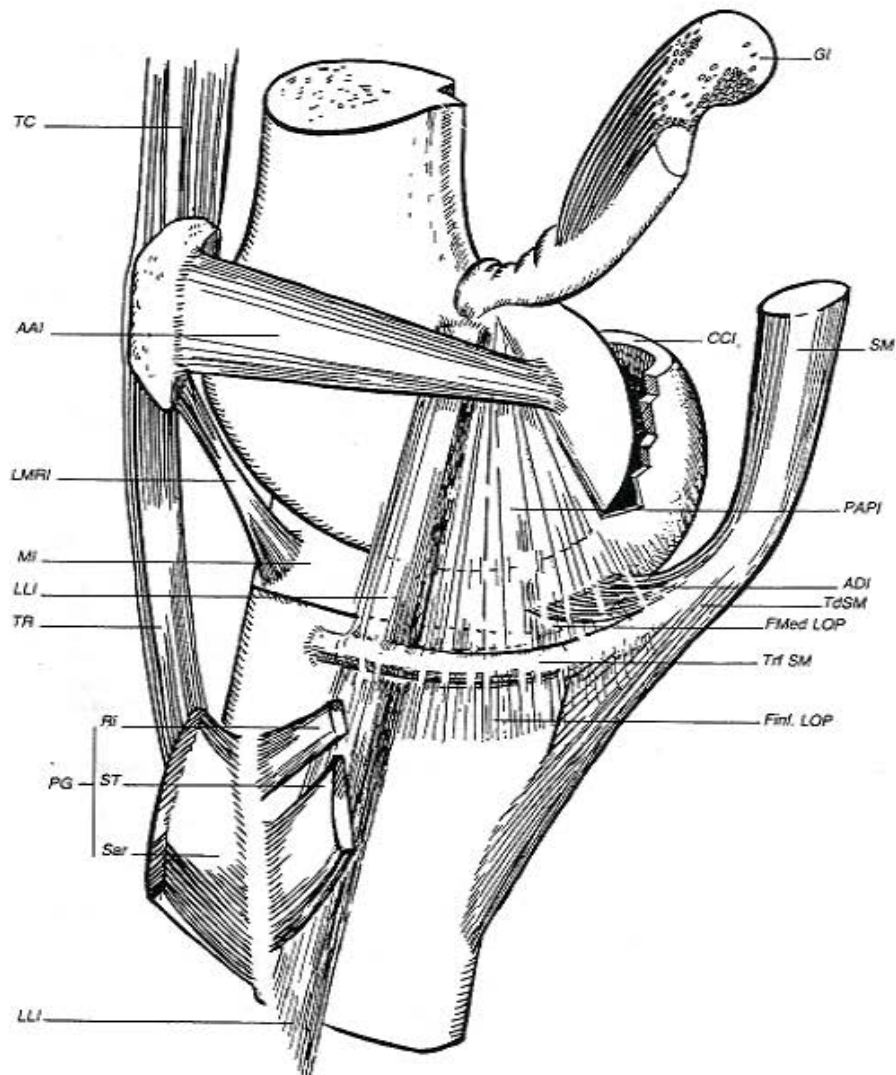


Figura 1. 9 Sistema periférico interno [2].

1.4.3 El sistema adiposo.

Se trata del paquete adiposo y de sus prolongaciones incorporadas con la sinovial (Fig. 1.10) [1].

- El paquete adiposo (PA) anterior, o subrotuliano es una masa gruesa que llena el vacío delimitado por delante por la punta extraarticular de la rótula y el tendón rotuliano (TR), por debajo por la superficie preespinal.
- Las prolongaciones celulograsas constituyen los repliegues alares y el ligamento adiposo.
- La sinovial recubre esta voluminosa franja grasa y la separa de la cavidad articular.
- La bolsa serosa pretibial (B pre T) situada debajo del paquete adiposo, se intercala entre la extremidad superior de la tibia y el tendón rotuliano (TR) [1].

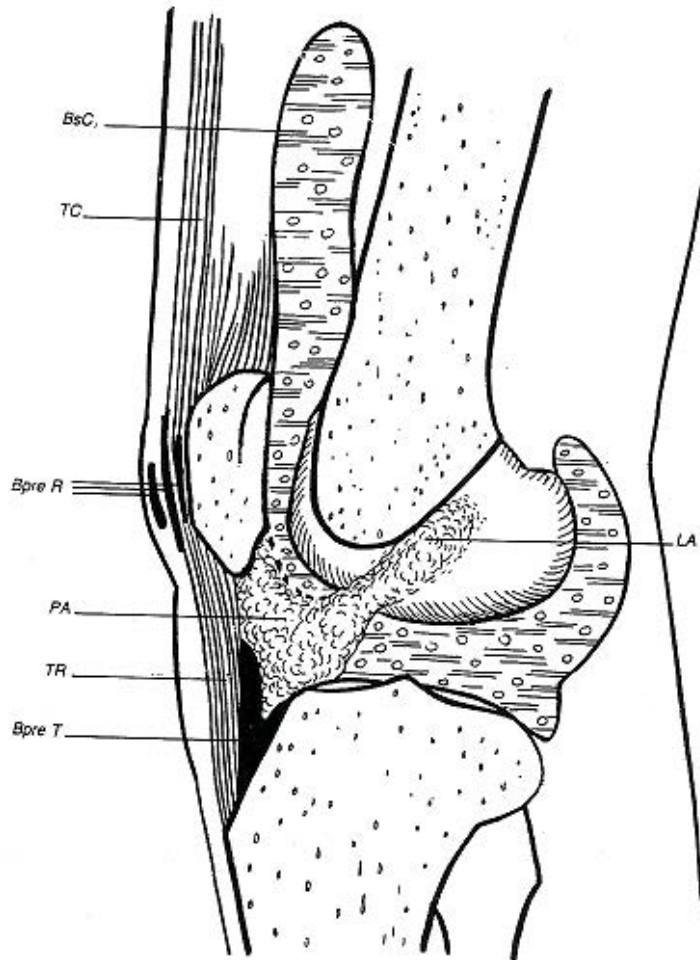


Figura 1. 10 Sistema adiposo [1].

1.4.4 El aparato tendinomuscular.

Es el yunque activo donde se reúnen cuatro grupos musculares, sin contar el músculo poplíteo [1].

El grupo anteroposterio.

El cuádriceps, que ocupa casi la totalidad de la longitud anterior del muslo y que está inervado por el nervio crural, es la pieza maestra del aparato extensor.

En su origen cabe distinguir tres cabos (Fig. 1.11) [1]:

1. El recto anterior (RA)
2. El vasto externo (VE) y el vasto interno (VI)
3. El crural (Cru)

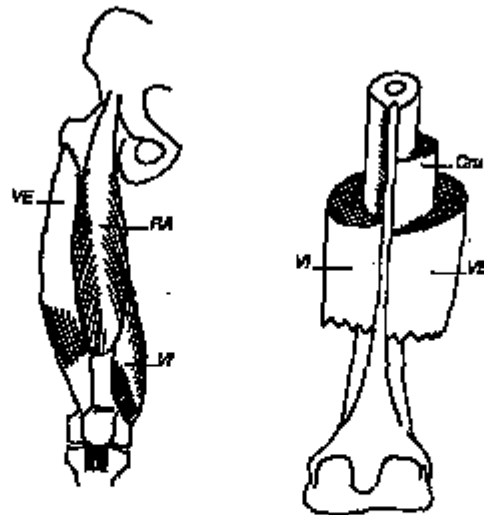


Figura 1. 11 Aparato tendinomuscular [2].

La terminación es común a través del tendón cuadriceps que prolonga el tendón rotuliano y reforzado por expansiones aponeuróticas y bolsas serosas; el conjunto constituye un paralelogramo tendinosoaponeurótico (Fig. 1.12) [1].

1. El tendón cuadriceps (TC)
2. El tendón rotuliano (TR)
3. Las extensiones tendinoaponeuróticas
4. Las bolsas serosas prerrotulianas (B pre R)

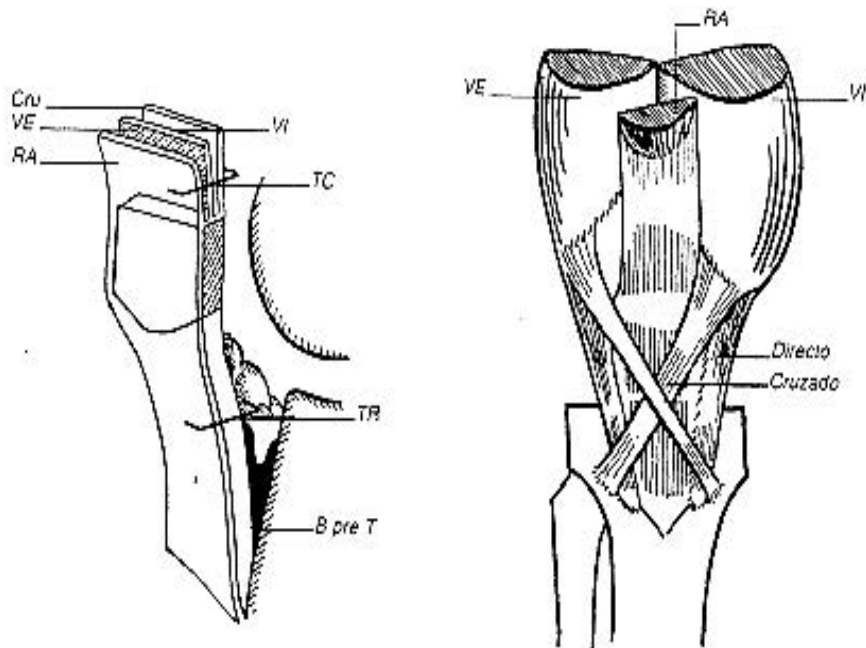


Figura 1. 12 Tendones cruzados [2].

El grupo posteroinferior.

El gemelo externo (GE) y el gemelo interno (GI) están directamente relacionados con la rodilla (Fig.1.13): se trata de los cabos superficiales, con origen femoral, del cuádriceps sural: músculo poliarticular (rodilla y retropié) integrado en el compartimiento posterior de la pierna e innervado por el ciático poplíteo interno: [1]

- El origen alto es simétrico, a la vez posterior y posterolatelar
- La inserción baja se efectúa sobre una lámina tendinosa común que aparece a media pierna: hacia arriba, la lámina común se desdobla para los dos gemelos y permanece profunda con respecto a los cuerpos carnosos que en él se insertan; por abajo, la lámina común se une a la lámina terminal del soleo para constituir el tendón de Aquiles.

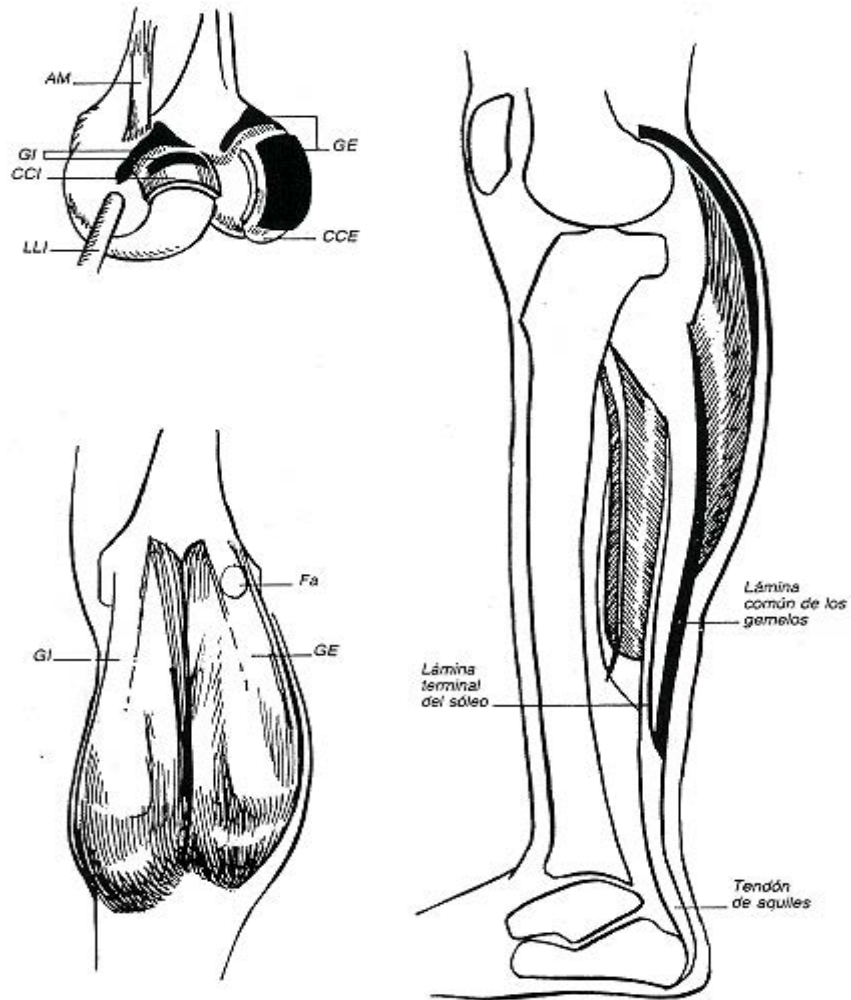


Figura 1. 13 Gemelos [1].

El grupo posteroexterno.

Es poco numeroso: la fascia lata y el bíceps son dos músculos biarticulares (cadera y rodilla) [1].

1. La fascia lata (FL)
2. El origen alto se integra en el glúteo mayor (GM), inervado por el nervio glúteo superior, con forma de semicuerno y de base extensamente implantada, principalmente sobre la cresta iliaca.

La fascia lata y el sartorio unidos en su inserción alta superior sobre la espina iliaca anterosuperior, constituyen las dos tiras de una banda que encierra el tendón rotuliano.

BIBLIOGRAFÍA.

- [1] Philippe Segal, Marcel Jacob, **La rodilla**, Masson,s.a, 1985
- [2] Anre M.R.Agur, **Atlas de Anatomía Grant**, Editorial Médica Panamericana, 1998
- [3] R.Putz y P. Pabst, **Atlas de Anatomía Humana** , 20 Edición, Tomo 2, Tronco, víceras y miembro inferior
- [4] Sam W. Wiesel, M.P, Johon N. Delahay, M.D. Marc C. Connell, M.D, **Ortopedia Fundamentos**, editorial panamericana, 1994
- [5] Dr. F. Richard Schneider **Ortopedia práctica**, editorial interamericana, 1975
- [6] Aston J.N. James O. Robinson, R. Campbell Connolly, **Ortopedia y Traumatología**, Salvat Mexicana, 1979
- [7] Edward L. Compere, **Cirugía Ortopédica**, editorial Interamericana, 1977

CAPÍTULO DOS

ELASTICIDAD LINEAL.

2.1 INTRODUCCIÓN.

Toda estructura, o cualquier máquina, se compone de un conjunto de piezas unidas entre sí, encargadas de resistir la acción de ciertas sollicitaciones. El sistema de fuerzas, que constituye la acción exterior sobre cada pieza, es la causa de la deformación de la misma, que a su vez provoca una modificación del sistema de fuerzas interiores creando un estado de esfuerzos en el interior de la pieza.

Una primera cuestión que nos surge es la de conocer como se distribuyen las fuerzas interiores dentro de la pieza; cuál es la deformación en sus diferentes puntos, y cómo están relacionadas las fuerzas interiores de las deformaciones. El análisis y estudio de estas cuestiones es el objeto de la **teoría de la Elasticidad**.

2.2 TEORÍA DE LA ELASTICIDAD.

La teoría de la Elasticidad se ocupa del estudio de determinados aspectos y propiedades de los sólidos. Se puede decir que efectúan un análisis macroscópico de la materia de los mismos. No toma en consideración el comportamiento químico. Solamente interesan diversas propiedades físicas de los sólidos, y, en especial, lo que a éstos les sucede cuando se les somete a un sistema de fuerzas que actúe, o bien sobre la superficie externa, o sobre los puntos del interior. Cómo responden los sólidos a la acción de las fuerzas, o las variaciones de temperatura, las condiciones de equilibrio estático o dinámico, sus deformaciones estables o diferidas son campo de estudio de la teoría de la elasticidad.

Cuando al cesar las causas que deforman al cuerpo, es decir, la acción de las fuerzas o la variación de la temperatura, el cuerpo recobra su forma primitiva, entonces se dice que este es elástico, y su estudio pertenece a la teoría de la Elasticidad Lineal. En el caso contrario en el que queda una deformación permanente al cesar las causas, se dice que el cuerpo tiene un comportamiento plástico, y su estudio pertenece a la teoría de la Plasticidad. En general, casi todos los cuerpos son elásticos bajo ciertas cargas o variaciones de temperatura, y plásticos en otras condiciones.

El problema fundamental de esta teoría es el de obtener la relación entre la sollicitación exterior y el estado tensional que provoca, proporcionando al ingeniero todo lo necesario para diseñar cualquier tipo de estructura; bien para resolver el problema directo de calcular las dimensiones de cada una de las piezas, conociendo el sistema de fuerzas exterior que la solicitan, con objeto de que los esfuerzos internos o las deformaciones no sobrepasen un límite fijado; bien para comprobar, conociendo las fuerzas exteriores y dimensiones de la pieza, que los esfuerzos interiores y deformaciones son inferiores a un límite establecido experimentalmente.

La formulación matemática de la teoría de la Elasticidad se basa:

1. En los principios de la Matemática.
2. En la hipótesis relativas a las deformaciones.
3. En las propiedades de los materiales, obtenidas experimentalmente.

El desarrollo de la teoría de la elasticidad nos conduce a problemas matemáticos de difícil resolución. Por ello, los ingenieros se han visto obligados a añadir a las hipótesis fundamentales de la teoría de la Elasticidad nuevas hipótesis simplificadoras que permiten obtener soluciones aproximadas. Las hipótesis simplificadoras no son arbitrarias; son resultado de la experiencia, y para sentar su validez ha sido necesario contrastar los resultados obtenidos en el cálculo con los observados y medidos en la realidad [1].

2.3 TEORÍA DE LA ELASTICIDAD LINEAL.

2.3.1 Tensiones.

Supongamos que el cuerpo representado en la figura 2.1, se encuentra en equilibrio. Bajo la acción de las fuerzas exteriores $P_1 \dots P_5$, se producirán fuerzas interiores que actuarán entre las distintas partes del cuerpo. Para determinar la magnitud de esas fuerzas en el punto O, supongamos al cuerpo dividido en dos partes A y B, mediante la sección plana mm que contiene a dicho punto. Si consideramos una de esas regiones, por ejemplo, la A, se puede establecer que esta en equilibrio bajo la acción de las fuerzas exteriores $P_1 \dots P_5$ y las fuerzas interiores, repartidas en la sección mm , que representa la acción del material de la región B sobre el material de la región A [2].

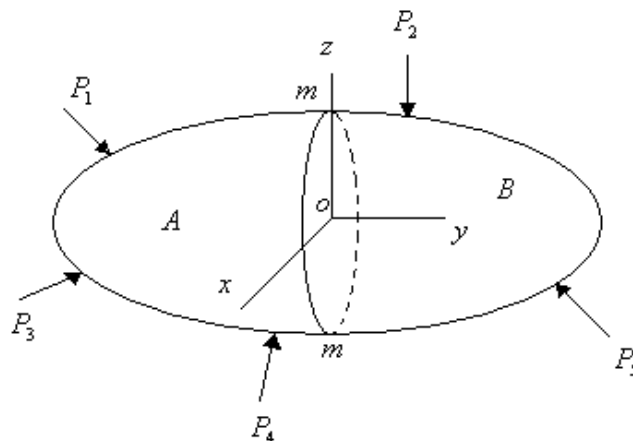


Figura 2. 1 Cuerpo bajo acción de fuerzas [2].

Considerando que estas fuerzas se distribuyen en la sección mm , de la misma forma que la presión hidrostática se distribuye en forma continua en la superficie sobre la cual actúa. La magnitud de tales fuerzas se define generalmente por su intensidad, o sea, por la fuerza que actúa sobre el área asociada. Cuando se trata de fuerzas interiores, la intensidad se llama tensión [2].

En el caso sencillo de una barra prismática, sometida a tracción bajo la acción de fuerzas distribuidas uniformemente sobre sus extremos, figura 2.2, las fuerzas interiores se distribuyen también uniformemente sobre cualquier sección plana mm . En consecuencia, la intensidad de esta distribución, la tensión, puede obtenerse dividiendo la fuerza P por el área A de la sección recta [2].

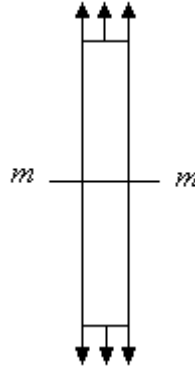


Figura 2. 2 Barra prismática [2].

En el caso que se acaba de considerar, la tensión era uniforme en toda la sección recta. En el caso general de la figura 2.1, la tensión no se distribuye uniformemente en mm . Para obtener la magnitud de la tensión que actúa sobre el pequeño elemento de área δA , que comprende al punto O, suponemos que la fuerza que actúa a través de esta área elemental, debida a la acción del material de la parte B sobre el material de la parte A, se reduce a una resultante P. Si el área δA disminuye con continuidad, el valor del límite del cociente $\delta P / \delta A$ nos da la magnitud de la tensión, que actúa sobre la sección mm en el punto O, la dirección que tiene δP en el límite es la dirección de la tensión [2].

2.3.2 Componentes de la tensión.

Resulta que para cada par de caras paralelas de un elemento cúbico, como el representado en la figura 2.3, se necesita un símbolo para representar la componente normal de la tensión y dos mas para las componentes de la tensión tangencial. Se requiere, por tanto, tres símbolos para describir las tensiones normales que actúan sobre las caras de un cubo elemental, a saber, $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ y seis $\tau_{xy}, \tau_{yx}, \tau_{xz}, \tau_{zx}, \tau_{yz}, \tau_{zy}$, para los esfuerzos tangenciales [2].

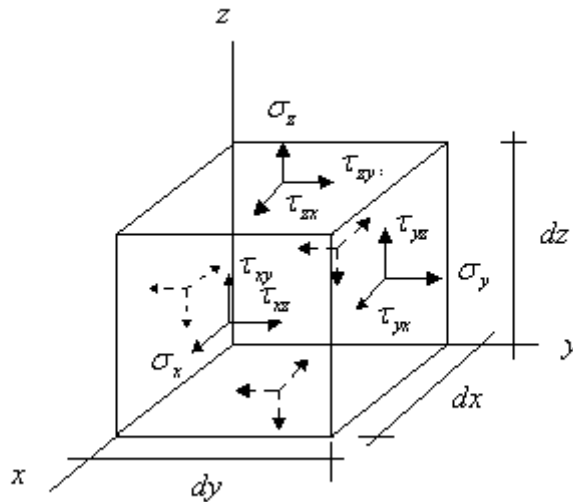


Figura 2. 3 Elemento cúbico [2].

De la consideración del equilibrio del elemento, se deduce que el número de tensiones tangenciales puede ser reducido a tres. Si se considera el momento respecto al eje x de las fuerzas que actúan sobre el bloque elemental, solo tenemos que tener en cuenta las tensiones representadas en la figura 2.4. Las fuerzas másicas, tales como el peso del elemento, pueden ser despreciadas puesto que al reducir las dimensiones del elemento disminuye con el cubo las dimensiones lineales mientras que las tensiones superficiales lo hacen con el cuadrado de las mismas. Resulta que para elementos muy pequeños, las fuerzas másicas son infinitésimos de mayor orden que las fuerzas superficiales. De igual forma, los momentos debidos a la distribución no uniforme de las fuerzas normales son infinitésimos de orden superior que los debidos a las fuerzas tangenciales, pudiendo también ser despreciados en el límite [2].

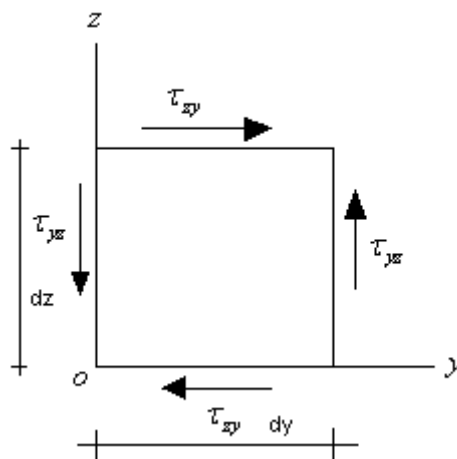


Figura 2. 4 Cuadrado con tensiones [2].

Representando entonces las dimensiones de elemento de la figura 2.4: dx, dy, dz, y puesto que la fuerza sobre cada cara es el producto del área sobre el valor de la tensión en el punto central de la misma, la ecuación de equilibrio para los momentos respecto al eje x queda así:

$$\sum M_0 = 0 \quad (1)$$

$$\tau_{zy} dx(dydz) = \tau_{yz} dx dy dz \quad (2)$$

Las otras dos ecuaciones se obtienen de forma semejante, llegando al siguiente resultado [2].

$$\tau_{xy} = \tau_{yx}, \quad \tau_{zx} = \tau_{xz}, \quad \tau_{zy} = \tau_{yz} \quad (3)$$

Por tanto, para cada dos caras perpendiculares entre sí, las componentes de la tensión de cortadura superficial perpendiculares a la línea de interacción en esas caras son iguales.

El sistema de tensión que actúa sobre los planos coordenados que pasan por un punto, está en consecuencia definido por las seis tensiones:

$$\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy} = \tau_{yx}, \tau_{yz} = \tau_{zy}, \tau_{zx} = \tau_{xz} \quad (4)$$

las cuales reciben el nombre de componentes de tensión en el punto considerado[2].

2.3.3 Tensor de deformación.

Al tensor de deformación lo denotaremos como \hat{E} y a sus componentes

$$e_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (5)$$

Donde:

e_{ij} Deformación.

u Desplazamiento.

Las deformaciones para los sólidos reales suelen ser infinitesimales es decir, las componentes del tensor de deformaciones toma valores pequeños, $e_{ij} \ll 1$ para pequeñas deformaciones.

El tensor de deformación es simétrico y, por tanto, tiene sólo seis elementos distintos.

$$\hat{E} = \begin{pmatrix} e_{11} & e_{12} & e_{13} \\ e_{12} & e_{22} & e_{23} \\ e_{13} & e_{23} & e_{33} \end{pmatrix} \quad (6)$$

Al ser un tensor real y simétrico, es diagonalizable en todos los puntos del medio. Existen, por tanto, tres direcciones principales mutuamente perpendiculares asociadas a los tres autovalores del tensor en cada punto.

En cada punto puede hacerse una rotación de ejes desde los cartesianos originales hasta coincidir con los principales. Si diagonalizamos el tensor en cada punto, resultará, respecto a los ejes principales en cada punto:

$$\begin{pmatrix} e^{(1)} & 0 & 0 \\ 0 & e^{(2)} & 0 \\ 0 & 0 & e^{(3)} \end{pmatrix} \quad (7)$$

Los autovalores $e^{(i)}$ son las denominadas *deformaciones unitarias principales*[3].

2.3.4 Principio de superposición.

En la teoría de la Elasticidad lineal se admite el principio de superposición, que expresa, que el estado de equilibrio debido a varias acciones exteriores, es igual a la superposición de las soluciones que corresponden a cada uno de los estados, como si cada acción exterior actuara independientemente.

Supongamos un sólido elástico al que se le aplican fuerzas de superficie f_{Ω}^{ν} ($\bar{X}, \bar{Y}, \bar{Z}$) y fuerzas de masa f_v^{ν} (X, Y, Z) y sea $[T]$ la matriz de tensiones correspondientes.

Supongamos ahora el mismo sólido elástico descargado al que aplicamos fuerzas de superficies f_{Ω}^{ν} ($\bar{X}', \bar{Y}', \bar{Z}'$) y fuerzas de masa f_v^{ν} (X', Y', Z'), correspondiendo al estado tensional que este sistema crea una matriz de tensiones $[T']$.

Según el principio de superposición si consideramos que al sólido elástico aplicamos simultáneamente los sistemas de fuerzas, $f_{\Omega}^{\nu} + f_{\Omega}'^{\nu}$ y $f_v^{\nu} + f_v'^{\nu}$, la matriz de tensiones que corresponden es $[T + T']$. Es decir, las tensiones debidas a la acción simultanea de dos sistemas de fuerza se obtienen sumando las correspondientes a las acciones aisladas de cada uno de ellos.

Una consecuencia inmediata que se deduce del citado principio es que el estado final del cuerpo no depende del orden en que se aplican las fuerzas.

Para que este principio sea válido las tensiones en el estado tensional resultante de la superposición de otros, tienen que verificar las ecuaciones de equilibrio interno, las ecuaciones de equilibrio en el contorno y las ecuaciones de compatibilidad expresadas en términos de tensiones (ecuaciones de Michell).

Por ejemplo la primera ecuación de equilibrio interno para cada sistema de fuerzas actuando independientemente se verifica:

$$X + \frac{\partial \sigma_{nx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} = 0 \quad (8)$$

$$X' = \frac{\partial \sigma'_{nx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau'_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau'_{xz}}{\partial z} = 0 \quad (9)$$

Sumando miembro a miembro:

$$X + X' + \frac{\partial(\sigma_{nx} + \sigma'_{nx})}{\partial x} + \frac{\partial(\tau_{xy} + \tau'_{xy})}{\partial y} + \frac{\partial(\tau_{xz} + \tau'_{xz})}{\partial z} = 0 \quad (10)$$

Análogamente se pueden comprobar las demás ecuaciones. Por ejemplo la segunda ecuación de contorno.

$$\bar{Y} = \tau_{xy}\alpha + \sigma_{ny}\lambda + \tau_{yz}\gamma \quad (11)$$

$$\bar{Y}' = \tau'_{xy}\alpha + \sigma'_{ny}\beta + \tau'_{yz}\gamma \quad (12)$$

de las que se obtiene, sumando miembro a miembro:

$$\bar{Y} + \bar{Y}' = (\tau_{xy} + \tau'_{xy})\alpha + (\sigma_{ny} + \sigma'_{ny})\beta + (\tau_{yz} + \tau'_{yz})\gamma \quad (13)$$

Hay que advertir que la comprobación de este principio descansa en el carácter lineal de las ecuaciones de condición. No se verifica en la teoría no lineal. Incluso no se podrá admitir el principio de superposición cuando los cambios de posición y forma del sólido al aplicar el primer sistema de fuerzas haya que tenerlos en cuenta al aplicar el segundo sistema.

2.4 MEDIOS ELÁSTICOS.

El sólido elástico se caracteriza por la existencia de un estado donde las tensiones son cero:

$$\sigma_{ij}(\mathcal{P}) = 0 \quad (14)$$

Donde:

$\sigma_{ij}(\mathcal{P})$ Campo tensorial de tensores.

al que se llamara estado *no deformable* $\varepsilon_{ij}(\mathcal{P}) = 0$ (campo tensorial de deformaciones).

La acción de una fuerza externa sobre un sólido, da lugar a un estado tensional y a un estado de deformación.

La relación constitutiva para los sólidos se expresa como una dependencia entre tensor de esfuerzos y tensor de deformaciones $\hat{\sigma}(\hat{\varepsilon})$ o su recíproca $\hat{\varepsilon}(\hat{\sigma})$.

En el modelo elástico del sólido, cuando la fuerza cesa, este recupera su forma original, condición que se tiene que incorporar a su ley de comportamiento:

$$\hat{\sigma}(0) = \hat{\varepsilon}(0) \quad (15)$$

El tensor de deformaciones relaciona las configuraciones deformadas y la no-deformada a través de la expresión:

$$\varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (16)$$

Para simplificar el estudio del proceso de deformación, éste debe tener las propiedades siguientes:

- Ser reversible, cuasiestático y sin producción de entropía.
- Para el caso estático, no depender del tiempo durante el que se imprimió la fuerza.
- No depender de la velocidad con que se produce la deformación [1].

Para simplificar aún más el problema, se puede introducir la hipótesis de la elasticidad lineal:

1. Los desplazamientos u , los cambios en la configuración, son pequeños.
2. Las deformaciones son pequeñas y se pueden despreciar infinitésimos de segundo orden del campo de desplazamientos. La teoría de la elasticidad lineal es una aproximación de primer orden.
3. El proceso de deformación es isoterma, por tanto, durante la deformación de las moléculas del medio permanecen en equilibrio térmico [1].

Con estas hipótesis, se puede aproximar la configuración deformada Ω' , que es una incógnita del problema, por la no deformada Ω que se conoce. Así, las ecuaciones de equilibrio se pueden formular sobre Ω (Fig 2.5).

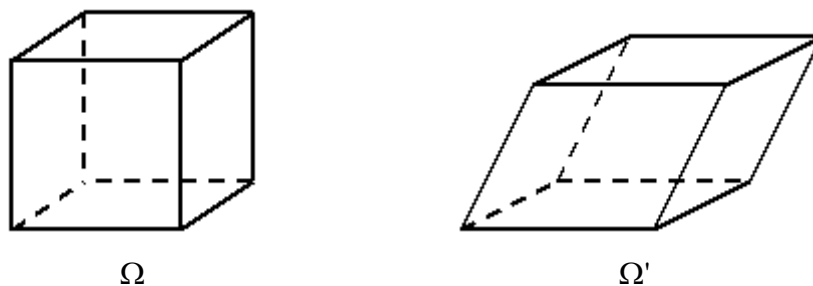


Figura 2. 5 Configuración no deformada y deformada [4].

La teoría de la elasticidad lineal garantiza:

1. La existencia de solución y su unicidad.
2. Obtener la solución a un problema complejo de elasticidad lineal, por combinación lineal de las soluciones de problemas más simples, pues, como el problema es lineal, se cumple el principio de superposición.
3. La existencia de una función densidad de energía de deformación, dependiendo de la deformación ε_{ij} y de la temperatura T .
4. Poder construir la energía mecánica como suma de las energías potencial y cinética.
5. El cumplimiento del teorema de reciprocidad de Maxwell.

2.5 LEY DE COMPORTAMIENTO PARA MEDIOS ELÁSTICOS LINEALES.

2.5.1 Desplazamientos y deformaciones.

Cuando los cuerpos deformables son sometidos a la acción de fuerzas externas al cuerpo, cada punto genera un desplazamiento s :

$$s = ui + vj + wk \quad (17)$$

que a su vez generan intersecciones entre las partículas que forman al cuerpo.

La distribución de esas intersecciones se pueden obtener si se conocen los desplazamientos de cualquier punto, mediante la definición de tres funciones continuas [s]:

$$u = u(x, y, z, t) \quad (18)$$

$$v = v(x, y, z, t) \quad (19)$$

$$w = w(x, y, z, t) \quad (20)$$

donde x, y, z, t son las coordenadas espaciales y temporal de cada punto, antes de aplicarse cargas al cuerpo deformables.

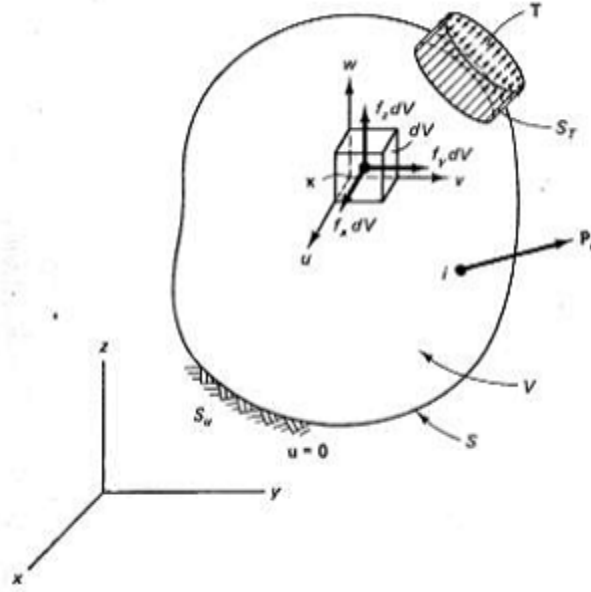


Figura 2. 6 Cuerpo tridimensional [1].

En función de los desplazamientos, se definen las deformaciones lineales como:

$$\varepsilon_{xx} = \frac{\partial u}{\partial x}, \quad \varepsilon_{yy} = \frac{\partial v}{\partial y}, \quad \varepsilon_{zz} = \frac{\partial w}{\partial z}, \quad (21)$$

y las deformaciones angulares como:

$$\gamma_{xy} = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \quad (22)$$

$$\gamma_{yz} = \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \quad (23)$$

$$\gamma_{zx} = \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \quad (24)$$

Las primeras definen el cambio de longitud paralela a cada eje, en segmentos unitarios. Las deformaciones angulares miden el cambio angular entre segmentos ortogonales, paralelos a dos ejes, cambio angular entre segmentos.

Existen condiciones necesarias para lograr la continuidad de los desplazamientos de las partículas, que se definen por las siguientes relaciones:

$$\frac{\partial^2 \varepsilon_{xx}}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_{yy}}{\partial x^2} = 2 \frac{\partial^2 \varepsilon_{xy}}{\partial x \partial y} \quad (25)$$

$$\frac{\partial^2 \varepsilon_{yy}}{\partial z^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_{zz}}{\partial y^2} = 2 \frac{\partial^2 \varepsilon_{yz}}{\partial y \partial z} \quad (26)$$

$$\frac{\partial^2 \varepsilon_{zz}}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_{xx}}{\partial z^2} = 2 \frac{\partial^2 \varepsilon_{xz}}{\partial x \partial z} \quad (27)$$

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(-\frac{\partial \varepsilon_{yz}}{\partial x} + \frac{\partial \varepsilon_{zx}}{\partial y} + \frac{\partial \varepsilon_{xy}}{\partial z} \right) = \frac{\partial^2 \varepsilon_{xx}}{\partial y \partial z} \quad (28)$$

$$\frac{\partial}{\partial y} \left(-\frac{\partial \varepsilon_{zx}}{\partial y} + \frac{\partial \varepsilon_{xy}}{\partial z} + \frac{\partial \varepsilon_{yz}}{\partial x} \right) = \frac{\partial^2 \varepsilon_{yy}}{\partial z \partial x} \quad (29)$$

$$\frac{\partial}{\partial z} \left(-\frac{\partial \varepsilon_{xy}}{\partial z} + \frac{\partial \varepsilon_{yz}}{\partial x} + \frac{\partial \varepsilon_{zx}}{\partial y} \right) = \frac{\partial^2 \varepsilon_{zz}}{\partial x \partial y} \quad (30)$$

Este conjunto de ecuaciones forman condiciones necesarias para que todo el planteamiento de la Mecánica de los Medios Continuos sea coherente y racional.

2.5.2 Esfuerzos.

Los esfuerzos asociados a las caras anteriores y posteriores de un cubo infinitesimal extraída de un continuo, se indican como:

Esfuerzos directos: $\sigma_{xx}, \sigma_{yy}, \sigma_{zz}$

Esfuerzos cortantes: $\tau_{xy}, \tau_{yz}, \tau_{yx}$

El primer subíndice corresponde a la cara sobre la que actúa el esfuerzo y el segundo a la dirección paralela en lo que lo hace dentro de aquella cara, ver fig. 2.7.

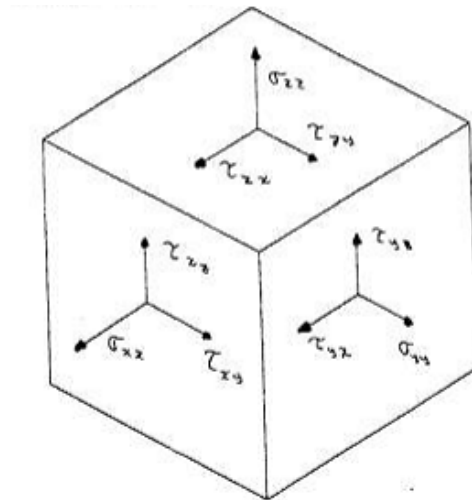


Figura 2.7 Componentes de esfuerzo [1].

Para mantener el equilibrio rotacional, los esfuerzos cortantes deben de ser complementarios, esto es:

$$\tau_{xy} = \tau_{yx}, \tau_{yz} = \tau_{zy}, \tau_{zx} = \tau_{xz} \quad (31)$$

Aplicando las ecuaciones de equilibrio estático, $\sum F_x = 0$, $\sum F_y = 0$ y $\sum F_z = 0$, se llega a las expresiones:

$$\frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} + f_x = 0 \quad (32)$$

$$\frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + f_y = 0 \quad (33)$$

$$\frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + f_z = 0 \quad (34)$$

donde f_x , f_y y f_z son las componentes locales de las fuerzas de cuerpo asociadas a un marco general cartesiano de referencia.

2.5.3 Relaciones de esfuerzo deformación.

Asumiendo condiciones mediante las cuales el material del cuerpo es elástico, isotrópico y homogéneo, las deformaciones normales se relacionan con los esfuerzos mediante la *Ley de Hooke* como:

$$\varepsilon_{xx} = \frac{1}{E} (\sigma_{xx} - \nu(\sigma_{yy} + \sigma_{zz})) \quad (35)$$

$$\varepsilon_{yy} = \frac{1}{E} (\sigma_{yy} - \nu(\sigma_{xx} + \sigma_{zz})) \quad (36)$$

$$\varepsilon_{zz} = \frac{1}{E} (\sigma_{zz} - \nu(\sigma_{xx} + \sigma_{yy})) \quad (37)$$

Asimismo, las deformaciones angulares se relacionan con los esfuerzos cortantes de la siguiente forma:

$$\gamma_{xy} = \frac{\tau_{xy}}{G} \quad (38)$$

$$\gamma_{yz} = \frac{\tau_{yz}}{G} \quad (39)$$

$$\gamma_{zx} = \frac{\tau_{zx}}{G} \quad (40)$$

donde G es el módulo de rigidez y esta dada por:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (41)$$

Es conveniente escribir las seis componentes de la deformación en forma matricial, como sigue:

$$\begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \varepsilon_{xy} \\ \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{zx} \end{bmatrix} = \frac{1}{E} \begin{bmatrix} 1 & -\nu & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & 1 & -\nu & 0 & 0 & 0 \\ -\nu & -\nu & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2(1+\nu) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2(1+\nu) & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2(1+\nu) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{bmatrix} \quad (42)$$

Al invertir la matriz anterior tenemos:

$$\begin{bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{zx} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \lambda + 2G & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2G & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2G & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & G & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{zx} \end{bmatrix} \quad (43)$$

en la cual λ es conocido como coeficiente de Lamé, y está dado por:

$$\lambda = \frac{\nu E}{(1+\nu)(1-2\nu)} \quad (44)$$

Combinando las ecuaciones, (21)-(24), (32)-(34) y (43) se obtiene un conjunto de ecuaciones de equilibrio del siguiente tipo:

$$(\lambda + \mu) \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) + \mu \Delta u + f_x = 0 \quad (45)$$

$$(\lambda + \mu) \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) + \mu \Delta u + f_y = 0 \quad (46)$$

$$(\lambda + \mu) \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} \right) + \mu \Delta u + f_z = 0 \quad (47)$$

donde:

$$\mu = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (48)$$

Con el cual es posible obtener los desplazamientos, y de estos desplazamientos, las deformaciones y finalmente los esfuerzos.

2.6 PLANTEAMIENTO GENERAL DEL PROBLEMA ELÁSTICO.

Primer problema. Se conocen las fuerzas exteriores \vec{f}_Ω aplicadas al sólido elástico en equilibrio, así como las fuerzas de masa por unidad de volumen. A partir de estos datos se pide calcular las matrices de tensión [T] y de deformación [D], así como el campo de desplazamientos $\vec{\delta}$ de todos los puntos del sólido elástico [2].

Segundo problema. Son conocidas las fuerzas de masa por unidad de volumen, así como los desplazamientos de todos los puntos de la superficie exterior del sólido elástico en equilibrio. El problema planteado es la determinación de la matriz de tensiones [T] y de deformación [D], así como los desplazamientos $\vec{\delta}$ en todos los puntos interiores del sólido elástico [2].

Problema mixto. Como su nombre lo indica, es una combinación de los dos tipos de problemas anteriores. Aquí los datos de partida son el sistema de fuerzas de masa por unidad de volumen \vec{f}_v sobre el sólido elástico en equilibrio, y las condiciones de contorno conocidas son las fuerzas de superficie \vec{f}_Ω sobre una zona de la superficie exterior, así como los desplazamientos de los puntos del resto de dicha superficie exterior [2].

Para la resolución del problema elástico, según se ha visto en este capítulo, será necesario que las componentes de la matriz de tensiones cumplen las *ecuaciones de equilibrio interno*.

$$\begin{aligned} X + \frac{\partial \sigma_{nx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} &= 0 \\ Y + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{ny}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} &= 0 \\ Z + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{nz}}{\partial z} &= 0 \end{aligned} \quad (49)$$

Por otra parte, los componentes de la matriz de deformación, definidas en función de las componentes u, v, w del vector de desplazamiento $\vec{\delta}$, como:

$$\begin{aligned} \varepsilon_x &= \frac{\partial u}{\partial x}; & \varepsilon_x &= \frac{\partial u}{\partial x} & \varepsilon_z &= \frac{\partial w}{\partial z} \\ \frac{1}{2}\gamma_{xy} &= \frac{1}{2}\left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x}\right); & \frac{1}{2}\gamma_{xz} &= \frac{1}{2}\left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x}\right); & \frac{1}{2}\gamma_{yz} &= \frac{1}{2}\left(\frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y}\right) \end{aligned} \quad (50)$$

tienen que cumplir las condiciones de compatibilidad

$$\begin{aligned} 2\frac{\partial^2 \varepsilon_x}{\partial y \partial z} &= \frac{\partial}{\partial x} \left(-\frac{\partial \gamma_{yz}}{\partial x} + \frac{\partial \gamma_{xz}}{\partial y} + \frac{\partial \gamma_{xy}}{\partial z} \right) \\ 2\frac{\partial^2 \varepsilon_y}{\partial z \partial x} &= \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial \gamma_{yz}}{\partial x} - \frac{\partial \gamma_{xz}}{\partial y} + \frac{\partial \gamma_{xy}}{\partial z} \right) \end{aligned}$$

$$2 \frac{\partial^2 \varepsilon_z}{\partial x \partial y} = \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{\partial \gamma_{yz}}{\partial x} + \frac{\partial \gamma_{xz}}{\partial y} - \frac{\partial \gamma_{xy}}{\partial z} \right) \quad (51)$$

$$\frac{\partial^2 \gamma_{yz}}{\partial y \partial z} = \frac{\partial^2 \varepsilon_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_y}{\partial z^2}$$

$$\frac{\partial^2 \gamma_{xz}}{\partial z \partial x} = \frac{\partial^2 \varepsilon_x}{\partial z^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_z}{\partial x^2}$$

$$\frac{\partial^2 \gamma_{xy}}{\partial x \partial y} = \frac{\partial^2 \varepsilon_y}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \varepsilon_x}{\partial y^2}$$

para que el estado de deformaciones que representa sea físicamente posible.

Las tres ecuaciones de equilibrio interno, las seis de definición de la matriz de deformación, más las seis de compatibilidad, constituyen un sistema de quince ecuaciones. Por otra parte, el número de incógnitas es también quince: seis componentes de la matriz de tensiones, seis componentes de la matriz de deformación, más tres componentes del vector de desplazamiento.

Para la resolución del problema elástico, de una forma general, será necesario resolver un sistema de quince ecuaciones diferenciales en derivadas parciales con quince incógnitas.

Dado al elevado número de funciones incógnitas y la complejidad de dicho sistema, se tiene los métodos numéricos los cuales nos ayudaran a resolver es este sistema.

2.7 MÉTODO DE ELEMENTO FINITO.

Uno de los métodos numéricos utilizados es el MEF que nos ayuda a resolver los problemas de análisis de comportamiento lineal de las estructuras continuas sometidas a acciones diversas con infinitos grados de libertad, es necesario estudiar un modelo matemático de estructura dividida en partes pequeñas, denominadas elementos finitos, y conectadas entre sí, solamente a través de los llamados puntos nodales reproduciendo la estructura real lo más ajustadamente posibles y pasando de una estructura de infinitos grados de libertad a una de un número finito.

El método del elemento finito es un procedimiento que sirve para conocer el estado de esfuerzo y deformación en un medio continuo que puede ser heterogéneo y anisótropo. Básicamente consiste en discretizar el medio mediante elementos y a partir de éstos, estudiar el comportamiento de ellos en forma individual, para después acoplarlos y conocer con ello las condiciones generales del medio.

Guía para la aplicación del método [7].

Definida, geométrica y mecánicamente, la estructura, y conociendo su estado de sollicitación, se procede al análisis de la siguiente forma:

1. Discretización de la estructura en elementos finitos
2. Numeración de nodos, elementos finitos y grados de libertad de los nodos respecto a los ejes coordenados generales, con el correspondiente convenio de signos. Estableciendo las matrices: matriz de forma de los desplazamientos [N], la matriz de deformación [B], la matriz de elasticidad [D], la matriz de rigidez elemental $[K_e]$ y matriz de cósenos directos $[\lambda_e]$ para cada elemento respecto a sus ejes coordenados locales.

$$N = \frac{1}{2A} \begin{bmatrix} a_i + y_{jk}x + x_{kj}y & 0 & a_j + y_{ki}x + x_{ik}y & 0 & a_k + y_{ij}x + x_{ji}y & 0 \\ 0 & a_i + y_{jk}x + x_{kj}y & 0 & a_j + y_{ki}x + x_{ik}y & 0 & a_k + y_{ij}x + x_{ji}y \end{bmatrix} \quad (52)$$

$$B = \frac{1}{2A} \begin{bmatrix} y_{jk} & 0 & y_{ki} & 0 & y_{ij} & 0 \\ 0 & x_{kj} & 0 & x_{ik} & 0 & x_{ji} \\ x_{kj} & y_{jk} & x_{ik} & y_{ki} & x_{ji} & y_{ij} \end{bmatrix} \quad (53)$$

$$D = \frac{E}{1-\nu^2} \begin{bmatrix} 1 & \nu & 0 \\ \nu & 1 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1-\nu}{2} \end{bmatrix} \quad (54)$$

$$K^e = A \tau B^T D B \quad (55)$$

A Área del triángulo.

E Modulo de elasticidad longitudinal.

3. Para facilitar las operaciones computacionales se establece la tabla de conectividad de los elementos entre sí.
4. Determinación de la matriz de rigidez $[K_e]$ de cada elemento referida a los ejes coordenados para su ensamblado.
5. Determinación de las matrices globales.
6. Determinación del vector de cargas nodales equivalentes y, mediante la matriz global reducida, determinar los desplazamientos $\{\phi_E\}$ partiendo del sistema de ecuaciones, expresado en la siguiente forma matricial:

$$\{\phi_E\} = [K_E]^{-1} [P_E] \quad (56)$$

siendo:

$$[P_E] = \begin{pmatrix} P_i \\ Q_i \\ P_j \\ Q_j \\ P_k \\ Q_k \end{pmatrix} \quad (57)$$

7. Con los desplazamientos provenientes de las condiciones forzadas de ligadura de los nodos de enlace con el exterior de la estructura, y los hallados en el punto 6 anterior, se determinan las cargas de enlace o soporte, incluidas en $\{P_{EG}\}$ mediante la ecuación matricial:

$$\{P_{EG}\} = [K_{EG}] \{\phi_{EG}\} \quad (58)$$

8. Determinados $\{\phi_{EG}\}$ y $\{\phi_E\}$ son conocidos, como consecuencia, los corrimientos nodales $\{\phi_e\}$ de cada uno de los elementos finitos y, con ello, los vectores de deformación $\{\varepsilon\} = [B] \{\phi_e\}$ y tensión $\{\sigma\} = [D][B] \{\phi_e\} = [S_e] \{\phi_e\}$ pueden ser ya hallados.
9. Definición, finalmente, del estado de tensión representativa de cada elemento, en puntos específicos del mismo.

BIBLIOGRAFÍA.

- [1] Timoshenko, S., Goodier, J.N. **Teoría de la elasticidad.** 1972. Ediciones URMO.
- [2] Ortíz Berrocal, L. **Elasticidad. Curso de elasticidad y resistencia de materiales.** Segunda edición, 1985. Ed. UPM-ETSII
- [3] J.H. Heinbockel. **Introduction to tensor calculus and continuum mechanics.** Disponible en <http://www.math.odu.edu/~jhh/jhh.html>
- [4] Goded F. **Teoría de la elasticidad lineal y sus funciones de tensión.** Editorial DOSSAT, Madrid – España, Año 1959
- [5] M. Doblaré Castellano, L. Gracia Villa. **Fundamentos de la elasticidad lineal.** Primera edición, 1994. Ed. Síntesis. ISBN 84-7738-613-7.
- [6] Landau L.D., Lifshitz, E.M. **Teoría de la elasticidad.** 1969. Ed. Reverté.
- [7] O.C. Zienkiewicz, R.L. Taylor, **The Finite Element Method,** Vol. I, Fourth Edition, McGraw Hill, 1989

CAPÍTULO 3

BIOMECÁNICA DE LA RODILLA.

3.1 INTRODUCCIÓN.

El concepto de biomecánica (combinación de las palabras biología y mecánica) tiene que ver con los principios y métodos de la mecánica aplicados al estudio de la estructura y función de sistemas biológicos.

En éste capítulo se dará una visión general de las lesiones y patologías que se presentan comúnmente en la rodilla.

3.2 LESIONES DE RODILLA.

La traumatología articular y periarticular representa la parte esencial de la patología, aunque ello obliga a cuatro consideraciones previas:

Eliminación de la patología ósea: fracturas e infecciones, osteopatías ya sean tumorales o de otro tipo, eliminación de la patología articular no traumática: artritis inflamatoria e infecciosa, inclusión de la polimicrotraumatología, entidad nueva que estudia las sollicitaciones excesivas provocadas, especialmente, por el deporte y ocasionalmente por el trabajo, a partir de un mismo movimiento o posición, sollicitadas anormalmente según los casos en intensidad, duración, frecuencia o sincronismo.

3.2.1 Luxación de rodilla.

Teniendo en cuenta la dinámica de los ligamentos, es posible deducir cuales son los movimientos que pueden llevar a una lesión.

1. Rotación lateral: si esta rotación pasa del límite dado por la tensión de los ligamentos se produciría una lesión, un esguince de los ligamentos. El primero en lesionarse sería el ligamento colateral de la tibia, y si continúa el movimiento dañaríamos el ligamento cruzado anterior (ya que se debe mover más allá del radio que permite su largo).
2. Una segunda posibilidad de lesión es una rotación medial. En este caso, el ligamento que cede es el cruzado anterior, que se esguinza, esto es que sufre un estiramiento o desgarre, antes que el ligamento cruzado posterior, debido a que este último es más resistente. Uno de los signos que evidencian lesión del ligamento cruzado son los *movimientos de cajón*[2], que consisten en un desplazamiento de la tibia bajo el fémur en sentido anteroposterior con la rodilla flexionada 90°. Esto se debe a que los ligamentos cruzados no dan la suficiente estabilidad.

3. Los ligamentos colaterales pueden lesionarse al recibir un golpe, una fuerza externa. Si ésta es aplicada a la porción medial de la rodilla, se endereza el valgo fisiológico, lo que puede provocar un esguince del ligamento colateral de la fíbula. Por otra parte, si la fuerza es aplicada a la porción externa de la rodilla, se exagera el valgo fisiológico y se produce un esguince del ligamento colateral de la tibia.
4. La luxación de rodilla generalmente es provocada por una ruptura capsuloligamentosa subtotal, y se puede clasificar en dos formas:
 - a) La luxación rotatoria.

El mecanismo desencadenante, sin traumatismo directo, es por un movimiento forzado de la rodilla en apoyo, con un componente rotatorio interno o externo sobreañadido.

La ruptura capsuloligamentosa es total o subtotal, respetándose los meniscos y las formaciones periféricas que han jugado un papel de pivote.

La dislocación es incompleta gracias al contacto óseo, parcial, que se ha mantenido entre una glenoides y un cóndilo.

- b) La luxación en rotación neutra.

El mecanismo desencadenante es por un traumatismo directo que provoca un movimiento forzado de la rodilla en rotación neutra, con el talón en contraapoyo.

La ruptura capsuloligamentosa es subtotal, empezando por el ligamento cruzado posterior y respetando casi siempre la fascia lata.

La dislocación es incompleta, gracias al contacto óseo parcial que se mantiene entre el límite posterior de los cóndilos y el límite anterior de las glenoides.

3.2.2 Osteoartritis.

La osteoartritis es el tipo más común de artritis, especialmente entre personas de edad avanzada. La osteoartritis es una enfermedad de las articulaciones que afecta primordialmente al cartílago. El cartílago es un tejido resbaloso que cubre partes extremas de los huesos en una articulación. El cartílago saludable permite que los huesos se muevan deslizándose uno sobre otro. También absorbe la tensión que produce el movimiento físico. En la osteoartritis, la superficie del cartílago se rompe y desgasta causando que los huesos se muevan uno contra el otro, causando fricción, dolor, hinchazón y pérdida de movimiento en la articulación. Con la edad, la articulación pierde su forma normal.

Además, pedazos de hueso y cartílago pueden romperse y flotar dentro de la articulación causando mas dolor y daño.

Personas con osteoartritis usualmente tienen dolor en las articulaciones y movimiento limitado. La osteoartritis tiende a solo afectar a las articulaciones y no a los órganos internos.

La osteoartritis es una de las causas principales de incapacidad física en adultos. Algunas personas jóvenes tienen osteoartritis en una articulación debido a una lesión o golpe, pero la mayoría de las personas que la tienen son de edad avanzada.

La enfermedad afecta a hombres y mujeres. Antes de la edad de 45 años, más hombres tienen osteoartritis, mientras que después de los 45 años de edad, la enfermedad es más común en mujeres.

La osteoartritis afecta de diferentes maneras a las personas. En algunas, la enfermedad se desarrolla más rápidamente; en otras, los síntomas son más graves. Los científicos todavía no saben que causa la osteoartritis, pero sospechan que es el resultado de una combinación de factores en el cuerpo y en el ambiente. Además, el peso, la dieta y la tensión sobre articulaciones debido a ciertos tipos de trabajo pueden empeorar la enfermedad y como la persona reacciona a ésta.

Usualmente la osteoartritis comienza lentamente. Tal vez comience con un dolor en las articulaciones después de ejercitar o realizar trabajos físicos.

Síntomas:

Dolor constante o intermitente en la articulación.

Rigidez al levantarse de la cama.

Una articulación hinchada o adolorida.

Un sonido de roce de hueso que se muevan uno contra el otro.

Si la articulación está caliente, roja y adolorida, probablemente no es osteoartritis.

Clínicamente se aprecia con facilidad el engrosamiento óseo y los crujidos articulares, ya que la articulación es grande y superficial. A menudo la rótula es relativamente inmóvil, percibiéndose con facilidad el derrame articular.

Como el músculo cuádriceps atraviesa la rodilla hacia la rótula, funciona con cierta desventaja mecánica, de forma que a menudo se produce una ligera deformación en flexión.[5]

Las rodillas son las articulaciones primarias de cargar peso en el cuerpo humano. Por tal razón, las rodillas están entre las articulaciones más afectadas por la osteoartritis. Se pueden poner rígidas, hinchadas y adoloridas, causando que sea difícil el caminar, subir escaleras, sentarse y levantarse de sillas. Si no se recibe tratamiento, la osteoartritis en las rodillas puede llevar a incapacidad.

Medicamentos, pérdida de peso, ejercicios y aparatos para ayudar a caminar, pueden reducir el dolor y la incapacidad. En casos graves, es necesaria la cirugía para reemplazar la rodilla afectada.

Tratamiento.

La mayoría de los programas de tratamiento que dan buenos resultados combinan varias estrategias para así cumplir con las necesidades, estilo de vida y salud del paciente. El tratamiento de osteoartritis tiene cuatro metas en general:

Controlar el dolor a través del uso de drogas y otros métodos.
Mejorar el cuidado de las articulaciones a través de descanso y el ejercicio.
Mantener un peso aceptable.
Lograr un estilo de vida saludable.

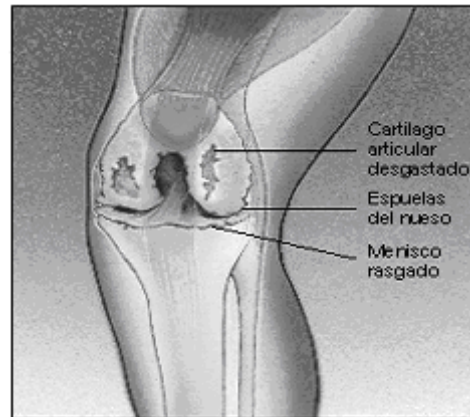


Figura 3. 1 Rodilla con osteoartritis [5].

3.2.3 Artritis reumatoide.

Al contrario de otras forma de artritis, como la artrosis, que se debe fundamentalmente a desgaste, la Artritis Reumatoide es un proceso autoinmune, lo que significa que su sistema inmunitario, que normalmente le protege contra las infecciones y otras enfermedades, ataca a los tejidos sanos del organismo. Más concretamente, la Artritis Reumatoide afecta a un tejido que se encuentra en las articulaciones, denominado membrana sinovial, que actúa como amortiguador del movimiento articular.

La Artritis Reumatoide provoca que la membrana sinovial se inflame, aumente de tamaño y con el tiempo, destruya otros tejidos de la articulación La membrana sinovial anormalmente engrosada y la destrucción articular acompañante pueden originar dolor y deformidad. Según progresa la Artritis Reumatoide, el dolor, la destrucción articular y la pérdida de movimiento pueden suprimir la capacidad de llevar una vida normal (Fig 3.2) [2].

Además de los efectos sobre las articulaciones, la inflamación en la Artritis Reumatoide también puede afectar a otros órganos, como la piel, los ojos, la boca, los pulmones, los riñones y el corazón [2].

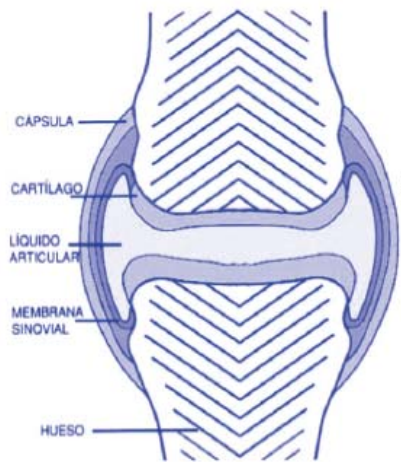


Figura 3. 2 Articulación [3].

Síntomas.

La artritis reumatoide (AR) es una enfermedad de causas desconocidas, que se caracteriza patológicamente por un proceso autoinflamatorio que afecta sobre todo el tejido sinovial de las articulaciones [1]. La AR aqueja aproximadamente al 1% de la población humana, con una incidencia mujer-varón de 3:1, y produce síntomas diversos, como rigidez matinal, fatiga, dolor, incapacidad funcional y depresión [3].

La progresión de la enfermedad lleva a la destrucción articular, con consecuencias incapacitantes, lo que produce una reducción progresiva de la movilidad, además de manifestaciones extra articulares con afección de los órganos internos [1]. Esta incapacidad creada por la artritis se incrementa por lo general en los primeros años del diagnóstico, para posteriormente volverse más lenta al final de la vida del paciente [2].

Se ha descubierto que una causa importante de la Artritis Reumatoide es una proteína del sistema inmunitario denominada Factor de Necrosis Tumoral ($TNF - \alpha$). Normalmente, el $TNF - \alpha$ actúa ayudando a eliminar microbios y otras sustancias extrañas del organismo. Recientemente, los científicos han descubierto que la mayoría de los pacientes con Artritis Reumatoide tienen demasiado $TNF - \alpha$. El $TNF - \alpha$ sobrante estimula un proceso inmunitario que produce la inflamación articular y finalmente el daño articular permanente [2].

Los síntomas comunes de la Artritis Reumatoide son:

En las articulaciones (Fig 3.3) [1]:

Dolor.

Hinchazón.

Hipersensibilidad.

Rigidez matutina que dura más de media hora

Dificultad global para moverse.
Síntomas pseudo gripales.
Pérdida de peso.
Cansancio intenso.
Anemia (número anormalmente bajo de eritrocitos).
Sensación general de malestra.

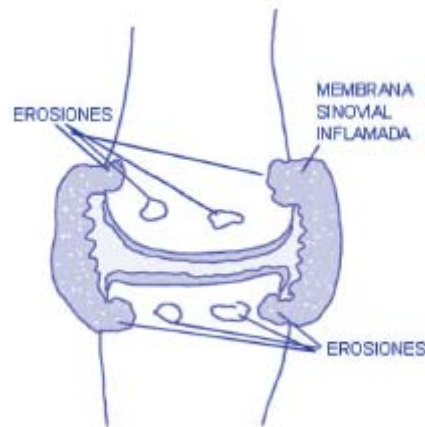


Figura 3. 3 Membrana sinovial inflamada [3].

Además, la Artritis Reumatoide puede afectar a los músculos, ligamentos y tendones. También puede dañar otros órganos y originar nódulos reumatoides: bultos pequeños y duros bajo la piel. En casos raros, la Artritis Reumatoide puede afectar a los vasos sanguíneos (arterias), al recubrimiento de los pulmones y a ciertos tejidos que rodean el corazón [2].

Tratamiento [3].

En el tratamiento médico de la artritis reumatoide se pueden emplear desde medidas sencillas como el descanso y una adecuada alimentación, hasta varios tipos de medicamentos y cirugías. Entre los medicamentos utilizados se encuentran los antirreumáticos modificadores de la enfermedad (DMARD por sus siglas en inglés) que generalmente trabajan reduciendo o suprimiendo las respuestas del sistema inmunológico. Estos medicamentos, entre los que se encuentran la azatioprina (Imuran), el metotrexato (Rheumatrex) y la ciclofosfamida (Cytosan) son efectivos reduciendo la inflamación de la artritis reumatoide pero tienen una serie de efectos secundarios que pueden ser muy severos e incluso, fatales, entre ellos toxicidad al hígado y a la médula ósea, inflamación de los pulmones y un aumento en la susceptibilidad a sufrir infecciones. La ciclofosfamida también puede causar sangrado de la vejiga.

También se utiliza un medicamento inyectable llamado Kineret (anakinra). Esta es una proteína artificial que bloquea la interleucina-1 que es una proteína que tiene efectos inflamatorios.

A finales de 2005 se aprobó en los Estados Unidos un nuevo medicamento que también actúa sobre el sistema inmunológico, por medio de un mecanismo novel

llamado Orencia (abatacept). Este es un medicamento utilizado para reducir los síntomas de la artritis reumatoidea y retardar los daños estructurales que ésta causa en pacientes que no han respondido a otros medicamentos. Entre los efectos secundarios de este medicamento se encuentran: problemas respiratorios incluyendo enfermedad crónica obstructiva pulmonar y aumento en la susceptibilidad a infecciones. Otros efectos secundarios más comunes aunque no tan serios son dolor de cabeza, nasofaringitis y náuseas.

Otro tipo de medicamento son los llamados inhibidores del factor de necrosis tumoral (TNF por sus siglas en inglés), una proteína producida por el sistema inmunológico que produce inflamación. Entre estos se encuentran medicamentos como infliximab (Remicade) que se administra de forma intravenosa y etanercept (Embrel) y adalimumab (Humira) que se administra en forma de inyecciones.

Se utilizan también corticosteroides como prednisona. Estos son extremadamente efectivos en reducir la inflamación en las etapas iniciales de su uso. Sin embargo, con el tiempo pierden efectividad. Por otra parte, aunque pueden aliviar los síntomas inflamatorios estos medicamentos no disminuyen el progreso de la artritis reumatoidea. Otro problema serio son los efectos secundarios como osteoporosis, diabetes, hipertensión, cataratas, aumento de los niveles de glucosa, moretones, psicosis, piel que se pone más fina y delicada y otros que pueden afectar casi todos los órganos del cuerpo. Por esta razón son por lo general utilizados por periodos cortos y en las dosis más bajas que muestren efectividad.

Otros medicamentos empleados son los agentes antiinflamatorios no esteroides entre ellos la aspirina y el ibuprofeno (Motrin, Advil). Las dosis empleadas son usualmente bastante elevadas y pueden tener efectos tales como malestar estomacal y daños a la cubierta protectora del estómago. También pueden ocurrir dolores de cabeza, hipertensión, confusión, edema y en algunos casos hasta daño a los riñones. En los Estados Unidos se ha solicitado que los fabricantes de agentes inflamatorios no esteroides incluyan en la etiqueta una advertencia de que pueden aumentar el riesgo de ataques cardíacos y accidentes cerebro vasculares así como sangrado gastrointestinal.

Los compuestos a base de oro son otro tipo de medicamento que puede ayudar a reducir las deformidades óseas causadas por la artritis reumatoidea. A corto plazo pueden causar una remisión de la enfermedad. Por lo general se utilizan en forma de inyecciones aunque existe un medicamento de este tipo llamado auranofina (Ridaura) que se utiliza por la vía oral. Estos medicamentos pueden hacer que algunas personas se vuelvan más sensibles a la luz solar.

Estas personas pueden sufrir de una erupción cutánea al exponerse al sol o una erupción ya presente puede agravarseles. Otros efectos secundarios son: irritación o dolor en la lengua, un sabor metálico, escozor o erupciones cutáneas, sangrado, dolor o inflamación de las encías, úlceras, llagas o puntos blancos en la boca, los labios o la garganta. También puede ocurrir un descenso en la cantidad de glóbulos rojos de la sangre.

Las personas que padecen de enfermedades severas del hígado, enfermedades renales, o ciertos tipos de enfermedades de la sangre no deben utilizar compuestos a base de oro.

La penicilamina es otro medicamento que posee efectos benéficos similares a los de los compuestos a base de oro. Se utiliza en lugar de estos cuando estos no son efectivos, cuando un paciente no los tolera. Sin embargo, también tiene efectos secundarios potencialmente peligrosos, entre ellos supresión de la formación de células sanguíneas en la médula ósea, problemas renales, enfermedades musculares, erupciones cutáneas y un mal sabor en la boca. Cuando estos efectos secundarios se presentan se debe suspender el uso de la penicilamina.

La cirugía es empleada en algunos casos de artritis reumatoidea. Por medio de ésta se intenta corregir las articulaciones que han sido gravemente afectadas. En algunos casos se lleva a cabo un reemplazo total de la rodilla o de la cadera. Este tipo de cirugía puede significar para el paciente mantener su capacidad para funcionar independientemente en lugar de tener que depender casi totalmente de otras personas.

El ejercicio es otro tipo de terapia que puede ser de gran ayuda a los pacientes de artritis reumatoidea. El ejercicio debe ser de un tipo que no imponga estrés o impactos significativos sobre las articulaciones afectadas. Por esta razón uno de los ejercicios más recomendados es la natación y otros tipos de ejercicios acuáticos. Algunos ejercicios van destinados a mantener la capacidad de movimiento de las articulaciones. Diversos tratamientos fisioterapéuticos también son utilizados y pueden ayudar a retardar la pérdida de la función de la articulación.

3.2.4 La gota.

La gota es una enfermedad conocida desde la antigüedad. Se caracteriza por episodios bruscos de dolor intenso, hinchazón, enrojecimiento, gran sensibilidad al tacto y aumento de la temperatura local, en una o más articulaciones debido al depósito de sales de urato en el interior de las mismas.

La inflamación de las articulaciones en la gota se debe a que se forma en su interior microcristales de una sal de ácido úrico. Los ataques de inflamación son una consecuencia de la presencia de estos cristales en la articulación, y nunca ocurre en su ausencia. A su vez, para que se formen cristales de urato es necesario que los niveles de ácido úrico en la sangre estén elevados, lo que se conoce como hiperuricemia; en todo caso, aunque la hiperuricemia es frecuente, solamente la minoría de las personas que la tienen, llegan a formar cristales y padecer gota.

Ahora se sabe que, en las personas con gota, la persistencia del ácido úrico elevado hará que cada vez haya más ataques, y que se afectan cada vez más articulaciones. Por el contrario, si mediante el tratamiento los niveles de ácido úrico se reducen a valores normales, los cristales lentamente se van disolviendo hasta llegar a desaparecer, y con ellos la posibilidad de sufrir nuevos ataques de gota.

La Hiperuricemia.

Las purinas son unos compuestos esenciales del núcleo de las células, particularmente de los ácidos nucleicos que forman los genes; por ello son compuestos esenciales. Cuando una célula muere, las purinas se degradan, lo que se llama

catabolismo, hasta formar el ácido úrico, que es en el hombre el último compuesto del catabolismo de las purinas.

Se suele hablar de la hiperuricemia cuando los niveles de ácido úrico son superiores a 7 mg/dl. Antes de la pubertad, niños y niñas tienen niveles muy bajos de ácido úrico, y nunca padecen gota. Con la pubertad, en los chicos el ácido úrico asciende a los niveles que ya tendrán el resto de sus vidas, y si estos niveles son anormalmente elevados, algunos pueden formar cristales de urato en las articulaciones y padecer gota. Las mujeres sin embargo mantienen niveles de ácido úrico bajos durante toda su edad reproductiva, acercándose al nivel que tienen los hombres después de la menopausia. Por ello las mujeres nunca, salvo casos muy excepcionales, padecen gota antes de la menopausia, pudiendo padecerla, aunque con menor frecuencia que los hombres, después.

En general la causa de la hiperuricemia en la gota es una dificultad selectiva por parte del riñón para eliminar el ácido úrico de la sangre. Con menor frecuencia, una formación excesiva de ácido úrico también resulta en hiperuricemia, que entonces puede producir una mayor eliminación por el riñón y, ocasionalmente, cálculos urinarios de ácido úrico.

La más importante de las causas externas de hiperuricemia es la ingestión de alcohol, sobre todo cerveza, que actúa aumentando la cantidad de ácido úrico que se produce, a la vez que disminuye la excreción por el riñón. La comida muy rica en purina, como puede ser viseras como hígado o riñón, pueden ayudar. Algunas medicinas, como algunos diuréticos o la ciclosporina, que se utiliza sobre todo en los trasplantes de órganos, también interfieren con la excreción renal de ácido úrico y resultan en hiperuricemia y gota.

Síntomas.

Esencialmente la gota produce inflamación articular, casi siempre en forma de artritis aguda de una sola articulación; esto es, una articulación pasa en pocas horas de estar asintomática a inflamarse intensamente; al inflamarse la articulación se hincha (lo que se debe a que su cavidad se llena de líquido sinovial formando un derrame), su superficie puede enrojecerse, y desde luego se vuelve casi siempre intensamente dolorosa y su función se hace difícil por el propio dolor. Algunas veces la inflamación puede ser menos intensa y las molestias más llevaderas. Las articulaciones en las que se puede sufrir ataques de gota son diversas, pero las más habituales son las de la base del dedo gordo del pie (a lo que se llaman ataques de podagra), el empeine, tobillo, rodilla, muñeca o alguna articulación de los dedos de la mano. También se suele inflamar la bolsa del sinovial del codo, o la que tiene el tendón de Aquiles cuando se une al talón. Aunque popularmente la gota se asocia a inflamación en el dedo gordo del pie, frecuentemente la gota comienza en otra locación.

Antiguamente, antes de que hubiera un tratamiento eficaz, se sabía que un ataque de gota acaba por irse tras varias semanas. En la actualidad existen tratamientos muy eficaces que lo resuelven con rapidez. Aunque en sus comienzos los ataques de gota suelen ocurrir muy espaciados unos de otros, y con grandes temporadas entre ataques sin síntomas de ningún tipo, suele ocurrir que, más adelante, los ataques son mas

frecuentes, afectando a otras articulaciones y pueden inflamarse varias a la vez, llegando la inflamación a ser persistente y durar mucho tiempo.

Los ataques de gota en general aparecen sin que haya ningún factor que los desencadene, pero aquellos que tienen gota suelen presentar ataques de inflamación cuando sufren otra enfermedad importante o alguna operación quirúrgica; por ello en lo posible no se debe suspender el tratamiento para la gota si es que lo toman. Algunas personas con gota refieren que transgresiones dietéticas, fundamentalmente ingestión excesiva de alcohol, pueden desencadenarles ataques, pero esto no ocurre en todos los pacientes.

En algunas personas con gota, además de tener ataques de inflamación de articulaciones, se forman unos nódulos más o menos duros, generalmente en codos, pero también pueden formarse alrededor de otras articulaciones. A estos nódulos se les conoce como tofos, y consisten en una acumulación de cristales de ácido úrico puros.

Estos tofos no aparecen en pacientes adecuadamente tratados, y disminuyen hasta incluso desaparecer cuando se reducen los niveles de ácido úrico, de forma que la presencia de tofos suele indicar que la gota no está bien tratada, o que el diagnóstico fue muy tardado.

Diagnóstico.

La presencia de cristales de urato es necesaria para que las articulaciones se inflamen. Estos cristales se identifican, mediante un microscopio, en el líquido sinovial extraído de las articulaciones inflamadas durante los ataques de gota, y permiten un diagnóstico preciso de la enfermedad; es más, los cristales también se pueden identificar fácilmente en material obtenido de un tofo o en el líquido de las articulaciones asintomáticas que previamente estuvieron inflamadas. Por todo ello un diagnóstico preciso de gota siempre es posible, y por su exactitud, la identificación de los cristales es el método diagnóstico deseable.

Con frecuencia se diagnostica gota en base a las características de la enfermedad y la existencia de niveles elevados de ácido úrico en la sangre. Cuando la historia es clara, ataques de inflamación repetidos en alguna articulación típica, como la de la base del dedo gordo del pie, y existe hiperuricemia, el diagnóstico es cierto con mucha probabilidad. Cuando la artritis es menos característica, la posibilidad de error crece, y esto no es deseable sobre todo si se tiene en cuenta que el tratamiento deberá ser prolongado. Las radiografías son normales en la mayoría de los pacientes que padecen gota, y casi nunca ofrecen información útil para el diagnóstico.

Tratamiento.

La gota es una enfermedad con un tratamiento actualmente muy eficaz. Debe enfocarse como dos problemas independientes:

Tratamiento del ataque agudo de gota.

Tratamiento del aumento del ácido úrico en la sangre (hiperuricemia).

Los ataques de gota: Los ataques de gota suelen ser muy dolorosos y precisan medicación. El reposo es necesario mientras se espera la atención médica, y analgésicos

comunes como el paracetamol pueden aliviar algo el dolor. Los antiinflamatorios no esteroideos suelen reducir rápidamente la inflamación articular. Aun que tomar dosis repetidas de este tipo de medicamentos es un remedio clásico, frecuentemente produce diarrea antes que el ataque de gota haya cedido, y por ello este tratamiento está siendo abandonado. Cuando por ingerir anticoagulantes, o padecer otras alteraciones se aconseja no usar antiinflamatorios, los médicos deberán decidir entre las alternativas existentes.

Evita nuevos ataques: Cuando un ataque de gota cesa, los cristales de urato quedan en la articulación; una vez acabado el tratamiento, un nuevo ataque puede aparecer en cualquier momento. Si el médico lo estima oportuno, la prescripción de pequeñas dosis de medicamento para tomar regularmente, suele evitar ataques recurrentes y suele estar exenta de problemas.

El tratamiento de la hiperuricemia: Se debe recomendar abstinencia de alcohol, particularmente de cerveza, que además contiene purinas que se pueden metabolizar en ácido úrico, y dieta con calorías adecuadas. Cuando una persona obesa con hiperuricemia reduce su peso al deseable, y si deja de tomar alcohol, su nivel de ácido úrico puede normalizarse. Por otra parte, en este grupo de obesos con hiperuricemia, suele haber además de altos niveles de lípidos (colesterol) en la sangre, mayor frecuencia de hipertensión, y mayor riesgo de enfermedad coronaria. Las ventajas de adelgazar y restringir el alcohol son, por tanto, múltiples.

Esencialmente existen dos fármacos que reducen los niveles de ácido úrico: el alopurinol, que disminuye la cantidad de ácido úrico que se forma, y los llamados uricosúricos, que mejoran la eliminación renal del ácido úrico.

La reducción del ácido úrico no impide que continúen los ataques de gota, ya que éstos pueden seguir mientras persistan cristales de ácido úrico en la articulación (puede haber ataques de gota con ácido úrico muy bajo en sangre). Pero los ataques cesan por completo una vez que todos los cristales de ácido úrico de la articulación se han disuelto. Y esto puede requerir un tiempo prolongado de tratamiento con fármacos (varía de persona a persona, pero generalmente superior a un año).

3.3 *REEMPLAZO DE LA RODILLA.*

En la mayor parte de ocasiones que una rodilla está dañada severamente, es debido a la artritis o a una lesión, con esto es difícil realizar simples actividades cotidianas, como caminar o subir escaleras. Incluso es posible experimentar dolor estando sentado o acostado.

Cuando las medicinas, los cambios en niveles de actividad y el uso de asistencias para caminar ya no ayudan, entonces se debe considerar la posibilidad de una cirugía de reemplazo total de rodilla. Al restaurar las superficies dañadas y desgastadas de la rodilla, la cirugía de reemplazo total de rodilla puede aliviar el dolor, corregir la deformidad de la pierna y ayudar a realizar actividades cotidianas.

El reemplazo de rodilla es uno de los avances en la cirugía ortopédica más importantes y fue realizado por primera vez en el año 1968. Las mejoras a los materiales y técnicas quirúrgicos que se han realizado desde entonces han aumentado su eficacia en gran medida. Cada año, se llevan a cabo aproximadamente 267,000 reemplazos totales de rodilla en los EE.UU.

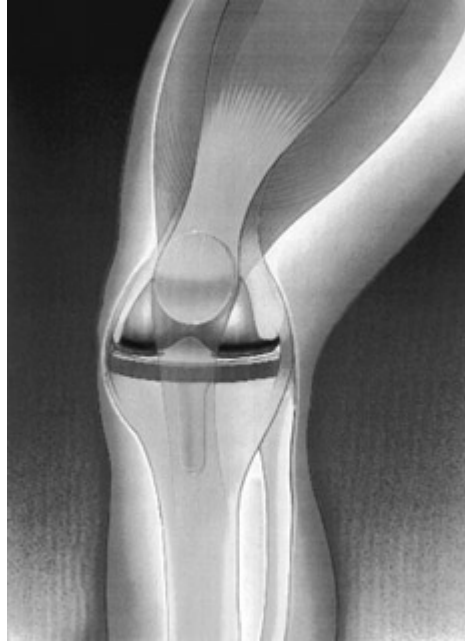


Figura 3. 4 Reemplazo total de rodilla [5].

La causa más común del dolor crónico y la incapacidad de la rodilla es la artritis. La osteoartritis, la artritis reumatoide y la artritis traumática son otras enfermedades más comunes.

Una forma en que se puede reemplazar completamente ésta articulación, es colocando un vástago metálico insertado en sentido vertical en la diáfisis del fémur y la otra parte en la tibia. Esta es la llamada ***prótesis de Sheir***; una vez emplazada está indicada la inmovilización activa de la rodilla. Sólo deberá aplicarse en casos de gran incapacidad general y después de una valoración cuidadosa, ya que ésta prótesis tiene, inevitablemente, una vida corta [5].

3.4 BIOMECANICA DE LA RODILLA.

3.4.1 Elementos de la rodilla.

El movimiento de la rodilla debe ser coordinado, estable adecuado en amplitud y con suficiente potencia como un prerrequisito para una buena función de la rodilla. El movimiento indeseable produce una carga excéntrica, degeneración del cartílago y desgarres en los meniscos. La artrosis comúnmente es el resultado de un problema mecánico primario, que sujeta al cartílago articular más allá de sus límites.

Los elementos óseos que conforman ésta articulación, son los siguientes:

1. Fémur
2. Patéla ó rótula
3. Tibia
4. Peroné

3.4.2 Restricciones de movimiento.

El movimiento obvio y dominante de la rodilla es la flexión. Sin embargo, la rodilla tiene mucho más movimiento potencial disponible. La rodilla tiene seis grados de libertad: tres traslacionales (anteroposterior, medial lateral e inferior-superior) y tres rotaciones (flexoextensión, interno-externo y aducción-abducción) (Fig. 3.5) [7].

En la rodilla sana, estos seis grados de libertad están controlados por ligamentos, la cápsula articular, la congruencia ósea, los meniscos y las contracciones neuromusculares coordinadas. La deficiencia en cualquier parte de este esquema conduce al movimiento anormal, lo que provoca una carga anormal, que a menudo conduce a la artrosis.

La ausencia de movimiento en la rodilla también puede ser perjudicial ya que la superficie articular de la rodilla debe experimentar cierta carga y movimiento para hacer circular el líquido sinovial nutritivo e impedir el acotamiento ligamentoso y la atrofia tisular.

Los meniscos desempeñan un papel importante en la distribución de la carga. Desde el punto de vista experimental, el área de cada cóndilo que soporta la carga, está reducida de 6 a 2 cm² si se extraen los meniscos. Esto tiene implicaciones para el cartílago articular subyacente, que sufre un daño irreparable cuando se excede constantemente su factor de carga crítico (36kg/cm²). Los meniscos intactos también aumentan la estabilidad de la rodilla, sobre todo en el plano sagital y rotacionalmente. El menisco medial está firmemente fijado en su borde externo a la cápsula y al ligamento colateral medial y se mueve muy poco. El menisco lateral más pequeño es más móvil y permite que el cóndilo lateral se deslice hacia atrás y hacia adelante. El cóndilo femoral se mueve hacia atrás sobre la tibia con la flexión creciente. En extensión completa, la tibia se encuentra en rotación externa máxima en la posición de pie con la mínima contracción muscular.

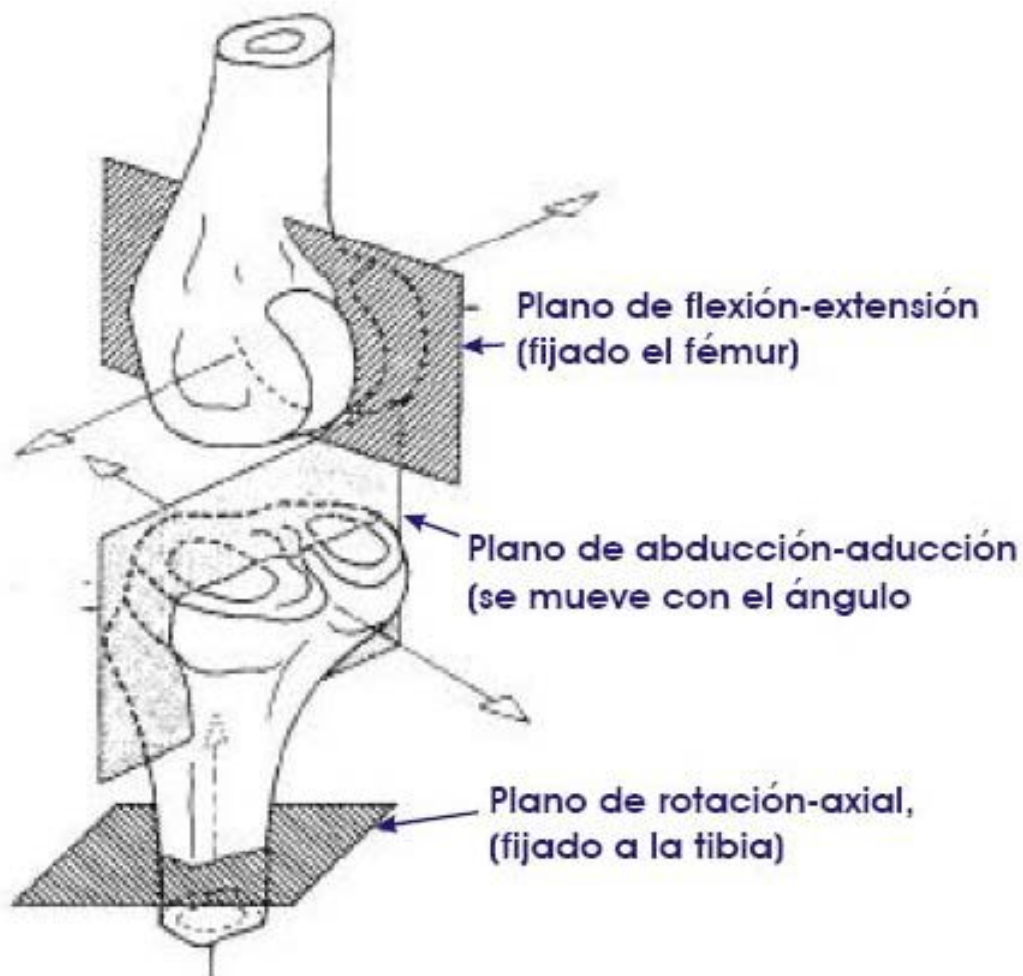


Figura 3. 5 Planos en la rodilla [8].

La forma y el tamaño de las superficies articulares determinan la carga, la estabilidad y la amplitud de movimiento. Los cóndilos femorales son biconvexos. El cóndilo tibial medial es bicóncavo en los planos sagital y frontal, mientras que el cóndilo tibial lateral es cóncavo en el plano frontal, pero convexo en el plano sagital. Las espinas intercondíleas de la tibia resisten la subluxación lateral. Con el soporte de carga, las superficies opuestas de la rodilla logran una mejor congruencia que contribuye a la estabilidad global. Por el contrario, una variación en la forma o en el tamaño relativo de las superficies articulares puede afectar el desgaste.

Los ligamentos funcionan para estabilizar la rodilla. El ligamento colateral medial y lateral resisten distintas angulaciones. El ligamento cruzado anterior resiste el desplazamiento anterior de la tibia (especialmente cuando la rodilla está flexionada) y la rotación interna. El ligamento cruzado posterior resiste el desplazamiento posterior de la tibia y la rotación externa.

Todos los músculos que cruzan la rodilla contribuyen a la estabilidad dinámica de esta al contraerse en la fase apropiada de la marcha. Instintivamente se pensaría que la mayor contracción muscular a través de la articulación aumenta la carga articular. Sin embargo, el vector de la fuerza muscular puede realinear la rodilla, descargando un comportamiento bajo presión. Los músculos pueden compensar parcialmente una mecánica alterada de la rodilla. Por ejemplo, la contracción del músculo cuádriceps

femoral tiende a traccionar la rodilla hacia delante acción normalmente resistida por el ligamento cruzado anterior. En la rodilla con un ligamento cruzado anterior deficiente, la subluxación anterior sin oposición resultante produce una carga excesiva sobre las superficies articulares. Para evitarlo, el cuerpo compensa utilizando una marcha de “evitación del cuádriceps”. El fortalecimiento de los músculos isquiosurales también compensa un ligamento cruzado anterior deficiente al sostener la tibia en una posición neutra contra fuerzas que la llevarían hacia delante.

3.4.3 Centro de gravedad del cuerpo humano.

Para poder tener un panorama más amplio de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo humano es necesario explicar la importancia del centro de gravedad en el mismo y la distribución de dichas fuerzas.

El centro de gravedad o centro de masas, CM, es un punto imaginario en el que se puede asumir concentrada toda la masa del cuerpo.

La línea de acción de la fuerza resultante de la suma de todos los pesos de las N partículas de masa m_i que integran un objeto (de peso P) pasa a través del CM. En este punto la suma de todos los momentos producida por cada uno de los pesos de las partículas es cero. Por consiguiente, si el objeto es suspendido por dicho punto, permanecerá en equilibrio.

El centro de gravedad del cuerpo humano se encuentra contenida en el plano sagital por ser éste de simetría, a unos 4 cm por delante de la primera vértebra sacra, con el individuo en posición erguida (Fig. 3.6).

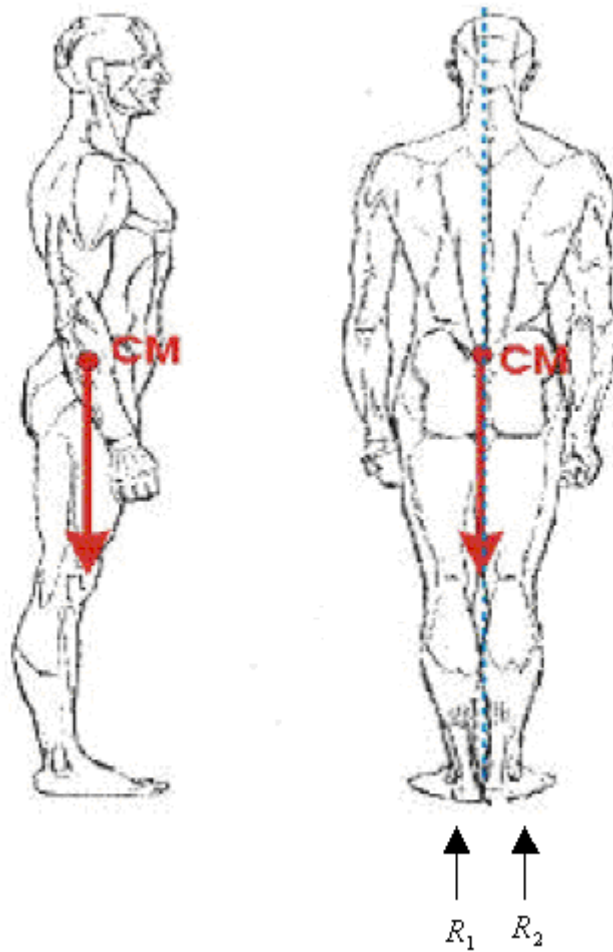
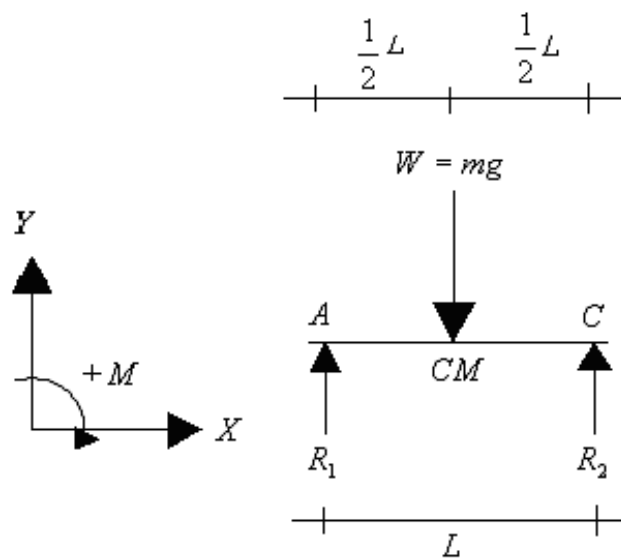


Figura 3. 6 Centro de masa del ser humano [8].

Con base la Fig. 3.6 se realizará el análisis estático del cuerpo humano:



Haciendo suma de fuerzas en el eje X y Y e igualando a cero, se tiene:

$$\sum F_x = 0 \quad (1)$$

$$\sum F_y = 0 \quad (2)$$

Desarrollando la ecuación (2):

$$\sum F_Y = R_1 + R_2 - W = 0 \quad (3)$$

Despejando la R_1 de la ecuación (3):

$$R_1 = W - R_2 \quad (4)$$

Haciendo suma de momentos en el punto A e igualando a cero, se tiene:

$$\sum M_A = \left(\frac{1}{2}LW\right) - (R_2L) = 0 \quad (5)$$

Despejando R_2 de la ecuación (5):

$$R_2 = \frac{1}{2}W \quad (6)$$

Sustituyendo en la ecuación (4) la ecuación (6), se tiene:

$$R_1 = W - \frac{1}{2}W \quad (7)$$

Finalmente:

$$R_1 = \frac{1}{2}W \quad (8) \qquad R_2 = \frac{1}{2}W \quad (9)$$

3.4.4 Obtención de cargas en la rodilla.

Para la obtención de las cargas en rodilla, previamente se elaboró el diagrama de cuerpo libre del sistema formado por los huesos de la misma (fig. 3.6).

Planteando las condiciones de frontera en su conjunto, se obtuvieron un par de tendones, un par de músculos y un ligamento, los cuales están representados por distintas fuerzas en el siguiente diagrama.

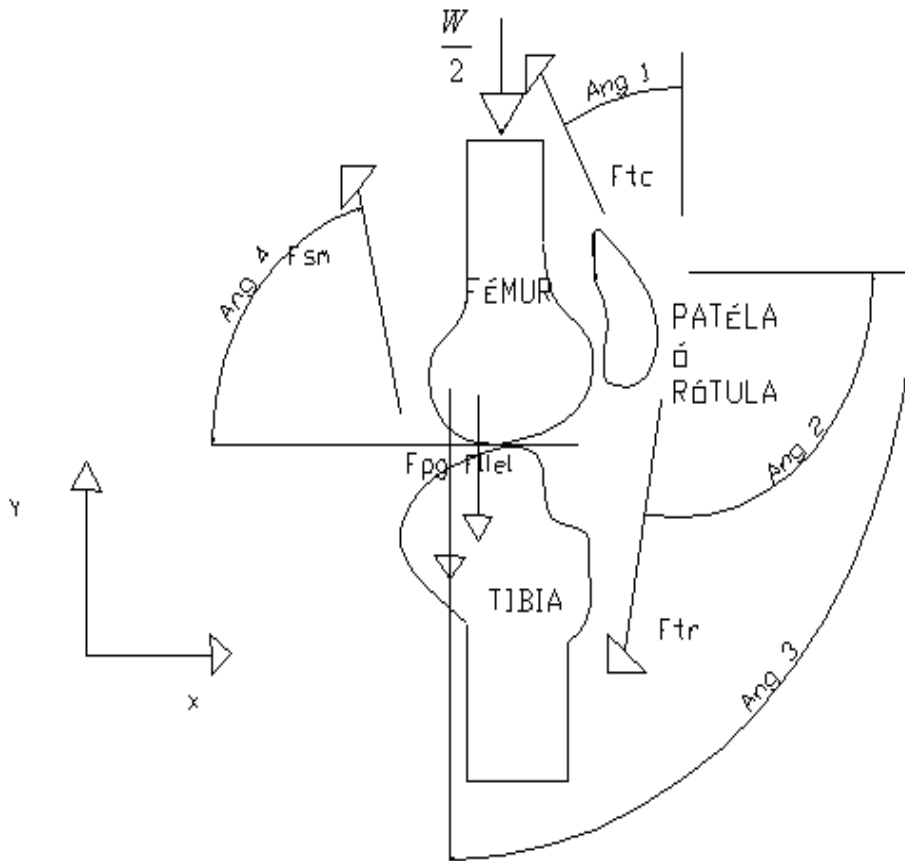


Figura 3. 7 Diagrama de cuerpo libre de la rodilla [8].

Nombre	Fuerza[N]	Ángulo [°]
Tendón del músculo cuádriceps	Ftc	Ang 1
Tendón rotuliano	Ftr	Ang 2
Músculo de la pata de ganzo	Fpg	Ang 3
Músculo semimembranoso	Fsm	Ang 4
Ligamento lateral externo largo	Flll	270°

BIBLIOGRAFÍA.

- [1] Goronzy JI, Wegand CM. **Artritis reumatoide: Epidemiología, Patología y Patogenia.** En Klippel JH, Principios de las Enfermedades Reumáticas. 4ª Ed. en castellano. Intersistemas SA de CV. México. 2000; 179-186.
- [2] Moctezuma Ríos JF. **Manifestaciones articulares de la artritis reumatoide.** Rev Mex Reumatol. 2002; 17:211-219.
- [3] Folleto de la **Sociedad Española de Reumatología No. 10.**
- [4] Folleto de la **Sociedad Española de Reumatología No. 11**
- [5] Aston J.N. James O. Robinson, R. Campbell Connolly. **Ortopedia y traumatología.** Salvat mexicana de ediciones 1979
- [6] Edward L. Compere. **Cirujía Ortopédica.** Interamericana 1977
- [7] Gowitzke B. **El Cuerpo y sus Movimientos Bases Científicas.** 1ª edición. Ed. Paidotibo 1999.
- [8] Lázaro Morales Acosta. Álvaro Ayala Ruiz. **Biomecánica de la rodilla.** UNAM. Facultad de Ingeniería Centro de Diseño y Manufactura. Publicado en Noviembre del 2001.

CAPÍTULO 4

ANÁLISIS DE ELEMENTO FINITO.

1.1 INTRODUCCIÓN

A continuación se presentarán los argumentos necesarios para justificar el uso de software comercial, en el presente estudio. Enseguida se explicará y analizará el caso de estudio que se utiliza. Finalmente, se explicará el desarrollo empleado para la obtención, edición y análisis del modelo de la rodilla sana para después presentar los resultados de estos análisis.

1.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.

El estudio de la biomecánica del cuerpo humano es de suma importancia, debido a que el conocimiento adquirido en ésta área, nos ayudará a solucionar problemas de éste tipo.

Un conocimiento perfecto de la articulación de la rodilla interesa al médico práctico, por ser la articulación más expuesta y menos protegida contra las lesiones mecánicas; razón por la cual experimenta numerosos traumatismos. La articulación de la rodilla une el fémur a la tibia y la rótula, de modo que por su especial construcción a base de tendones, ligamentos y hueso reviste una importancia medular en el proceso de marcha, carrera y salto, a la vez que le corresponde una función estática de primer orden. Por todo esto, su estudio y análisis mecánico es complejo, ya que por ser una estructura orgánica presenta distintas características.

Presenta propiedades mecánicas específicas en cada individuo, por lo que la caracterización de sus propiedades mecánicas no puede ser precisa ni aplicable a todos los especímenes. Al presentar los especímenes propiedades mecánicas únicas, sólo se pueden ocupar una vez, pues las pruebas mecánicas alteran estas propiedades evitando de esta forma la variación de condiciones de frontera y por ende su comparación con otras pruebas u especímenes [1].

Al ser una estructura orgánica y viva, las propiedades mecánicas deben de ser probadas en individuos vivos, pues en cadáveres dichas propiedades cambian [2]. El hecho de que sea una geometría irregular implica una gran dificultad en su análisis mecánico, además de que su estudio sería costoso, largo y muy tedioso.

El uso y aplicación del método de elemento finito por medio de software comercial (MEF), va de la mano con la evolución que se tiene en los sistemas computacionales ya que estos últimos ahora son capaces de dar solución a complejos sistemas de ecuaciones demostrando así su eficiencia.

El MEF ha sido una herramienta de gran utilidad para el campo de la ingeniería, ya que presenta distintas ventajas como son:

1. Las formas irregulares de los elementos pueden obtenerse por aproximación con elementos o caras planas. De tal forma que el método no se limita a geometrías simples.

2. El método puede manejar diferentes condiciones de frontera.

3. Puede ser aplicado a cuerpos compuestos de diversos materiales, es decir; las propiedades de los materiales adyacentes no deben de ser los mismos.

4. El tamaño de los elementos puede variar. Esto permite que el elemento pueda ser expandido o refinado en zonas críticas, según sea la necesidad para obtener así la solución más aproximada.

De acuerdo a las necesidades que se nos presentan para la realización del presente trabajo, tales como geometrías irregulares y diversos materiales se decidió utilizar el MEF.

1.3 CASO DE ESTUDIO.

El objetivo principal de éste trabajo es conocer esfuerzos y deformaciones que presenta la articulación de la rodilla aplicándole una determinada carga normal debido a que el análisis se hará con la articulación extendida, para después comparar estos resultados con los obtenidos en una rodilla con osteoartritis. Esto es con el objeto de observar que tanto afecta la enfermedad a la biomecánica de la rodilla.

Para la realización del estudio de la biomecánica, se modeló y ocupó una rodilla sana de una persona del sexo masculino de aproximadamente 40 años, estatura de 1.70[m] y 75 [kg] de masa corporal. La geometría fue hecha a base de tomografías de la rodilla.

Una vez obtenida la geometría, se procedió a realizar un análisis para la rodilla sana y otro para la rodilla con osteoartritis.

Las propiedades de los materiales fueron obtenidas de la literatura ([1,3]) y la magnitud de la fuerza normal se obtuvo con base al diagrama de cuerpo libre y el peso del individuo (sección 3.4.3).

Para la realización del análisis se consideró que los materiales de la rodilla son homogéneos, isotrópicos y lineales, ya que en su mayoría está compuesta por hueso de tipo cortical [3].

1.4 DESARROLLO DE MODELO DE RODILLA SANA.

1.4.1 Obtención de geometría.

La rodilla es una articulación que por el hecho de ser una superficie irregular su modelado no es sencillo. Así, la geometría fue obtenida a partir de tomografías en 3D, mediante el uso del programa MIMICS. Teniendo ésta base de datos, el archivo se editó en IXTLI Observatorio de visualización UNAM de la Dirección General de Computo Académico (DGSCA), con el fin de obtener un archivo que contara con un formato compatible con los programas de Diseño Asistido por Computadora (CAD).

Se debe aclarar que todo éste proceso fue realizado por parte de DGSCA, la cual posee una base de datos (tomografías) de todo el sistema óseo del cuerpo humano.

De ésta manera, el archivo con formato *dxf* (Fig. 4.1) se le proporciona al Centro de Diseño y Manufactura (CDM) y posteriormente al Laboratorio de Ingeniería Mecánica Asistida por Computadora (LIMAC), ambos pertenecientes a la Facultad de Ingeniería, con la finalidad de realizar el presente trabajo.

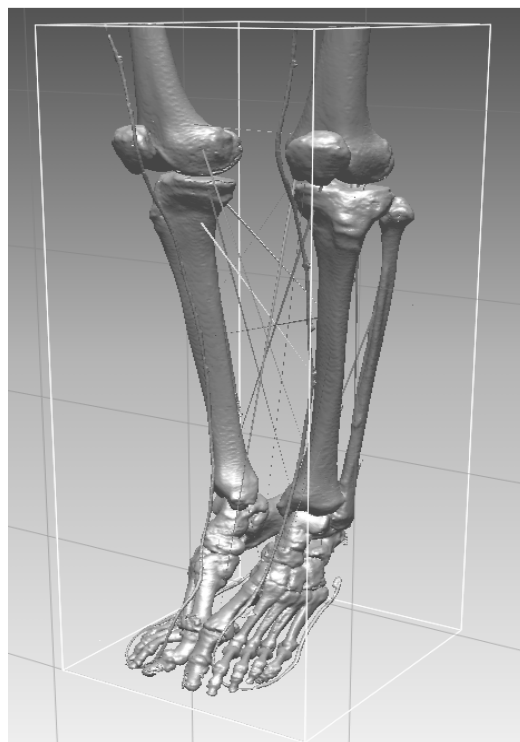


Figura 4. 1 Tomografía de extremidades inferiores.

Así, la geometría se editó en primera instancia con ayuda de un software llamado RAPIDFORM (en versión demo), ya que solo se necesitaba un miembro, con una parte de la tibia y peroné, así como del fémur (Fig. 4.2) y patéla, además de separar éstas partes para su mejor manejo.



Figura 4. 2 Tibia- peroné, fémur y patéla.

El siguiente paso fue hacer compatibles éstas geometrías con el software de análisis Unigraphics NX3 (Fig. 4.3). Ya que las geometrías con las que se contaba hasta el momento (formato *dxf*), estaban formadas por miles de geometrías primitivas (puntos), por lo que su importación a otro tipo de extensión resultaba poco útil al obtener una archivo muy grande.

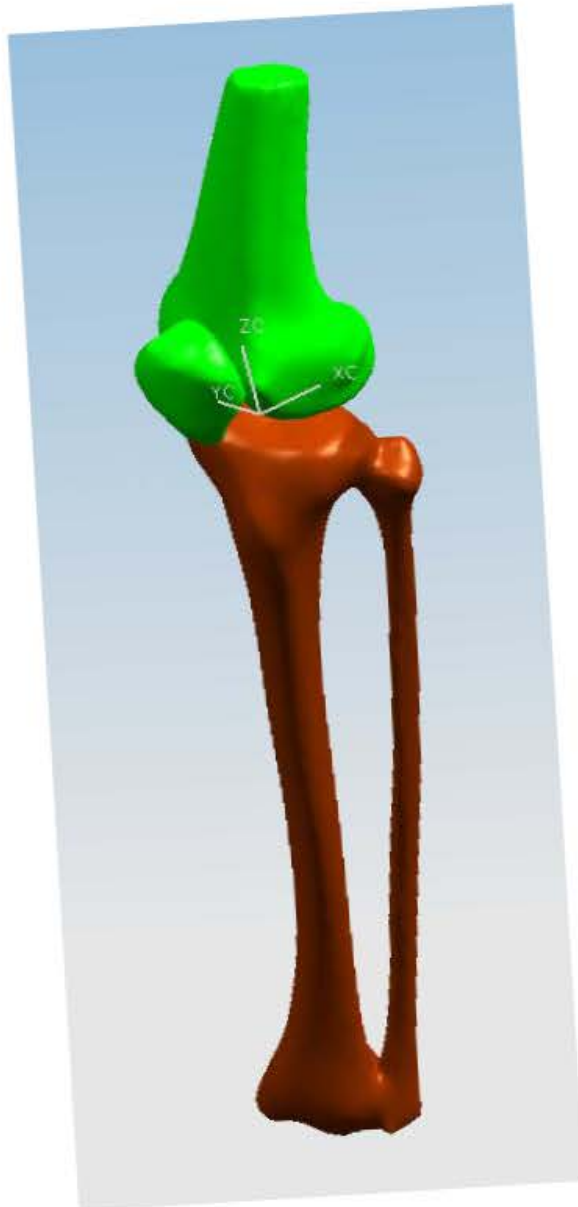


Figura 4. 3 Tibia- peroné, fémur y patéla en NX3.

Para realizar ésta parte de la edición, se utilizó el mismo software (RAPIDFORM versión demo), el cual esta diseñado específicamente para la edición y obtención de geometrías.

Lo que se realizó en dicho software fue conseguir una superficie cerrada y más simple, además de obtener un archivo con formato *iges*, posteriormente, se importó dicho archivo al programa NX3 (prt), mediante la opción de trabajo “traslators”.

Una vez obtenida la geometría compatible en NX3 (prt), nuevamente se editaron las superficies por separado mediante el módulo de trabajo MODELING de NX3, ya que para su análisis estático y tridimensional se necesitaba una geometría sólida.

De ésta manera se obtuvieron las geometrías sólidas de la rodilla para posteriormente realizar su ensamble, el cual fue muy complicado, ya que cada parte debía quedar perfectamente ensamblada en su lugar, para formar una geometría correcta.

El siguiente paso fue, modificar el modelo para poder simular los ligamentos, tendones y meniscos más importantes en ésta articulación, quedando de la siguiente manera (Fig. 4.4).

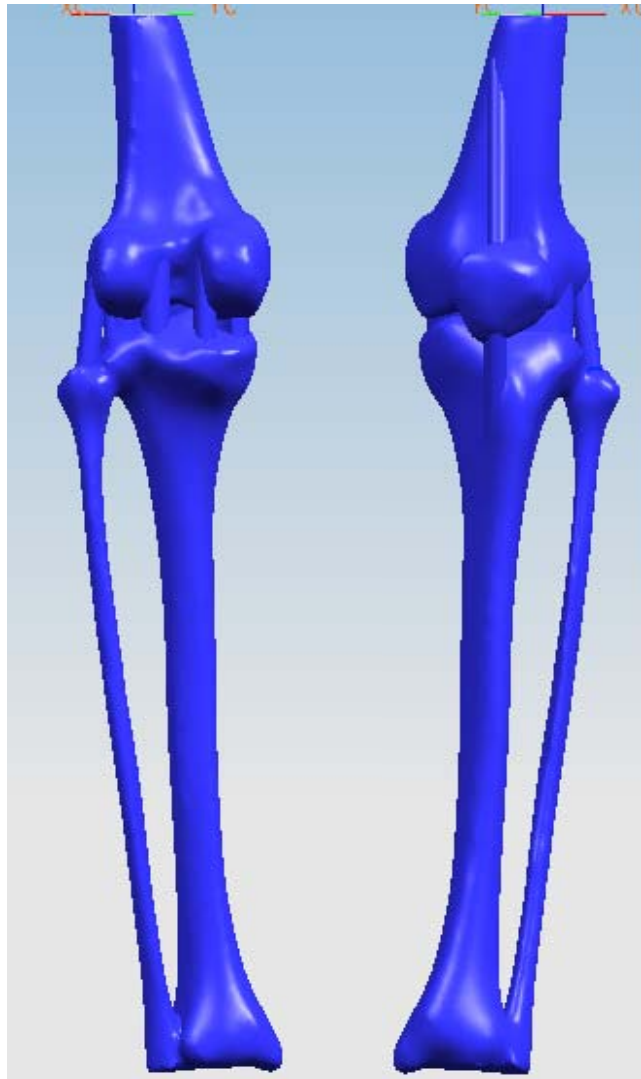


Figura 4. 4 Modelo con meniscos, tendones y ligamentos

1.4.2 Discretización del modelo en elementos finitos.

El hecho de que el modelo posea una geometría en 3D obliga a utilizar elementos con la misma geometría, específicamente el tetraedro formado por 10 nodos, donde cada nodo posee 6 grados de libertad.

La discretización del modelo fue realizada de forma automática por el software NX, dándonos como resultado un tamaño de elemento de 4.97 mm. En el mismo proceso se generaron un total de 65123 elementos y 104981 nodos (Fig. 4.5).

Finalmente, se asignó tanto una fuerza (800N) como restricciones de movimiento en la parte inferior del modelo (entiéndase como restricciones a la parte fija), quedando de la siguiente manera (Fig. 4.5).

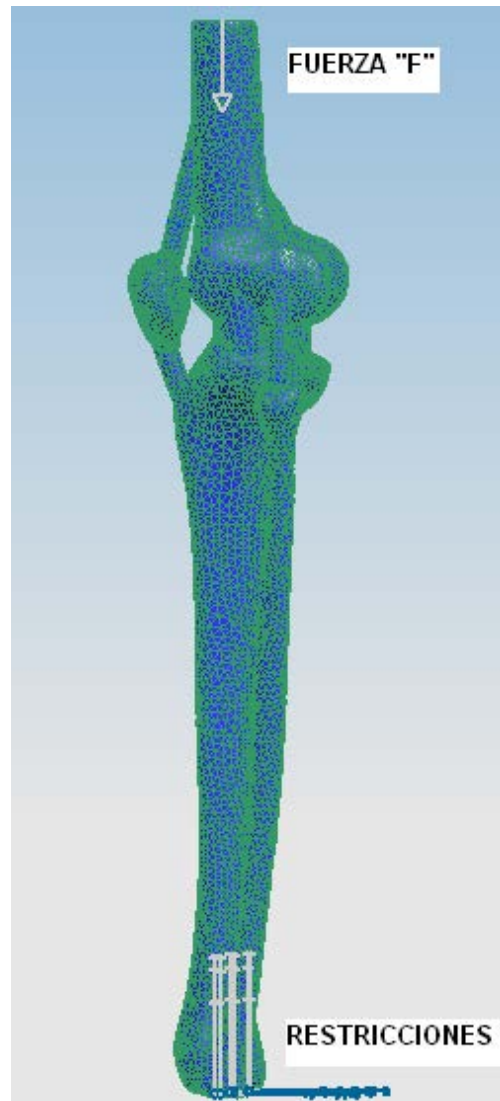


Figura 4. 5 Geometría de la rodilla, discretizada en elementos finitos.

Las causa principal de haber utilizado en primera instancia el programa NX, fue la facilidad para modelar en éste, por otro lado se utilizó el programa ANSYS V.9 para el análisis por elemento finito, debido a que es un programa especializado para el mismo, además de que al asignar ambos materiales y proporcionar un tamaño en la malla para el modelo, de igual manera se facilitaba más que con NX.

1.4.3 Modelado de elementos finitos.

Para realizar el análisis del modelo se utilizó el programa ANSYS, el cuál procesa la información gráfica, la descompone en valores numéricos y realiza el arreglo de una matriz que contiene la ubicación de los nodos, fuerzas, elementos, propiedades del

material y restricciones de movimiento. Al resolver la matriz crea un archivo que contiene los resultados, mismos que se pueden consultar dentro del programa.

En ésta parte se realiza propiamente, el análisis estático mediante elemento finito de la rodilla sana, el cuál se lleva a cabo con la utilización del software ANSYS V.9, las condiciones necesarias para realizar el análisis estático del modelo en conjunto, son las siguientes:

1. Asignación de valores para propiedades mecánicas.
2. Determinar condiciones de frontera (cargas y restricciones).

1.4.4 Asignación de propiedades de material.

Se debe mencionar que para la articulación rodilla, en movimiento de flexión, los ligamentos, tendones y meniscos son de suma importancia, no tanto así en posición extendida y estática, la cuál es nuestro caso. A pesar de esto se consideró importante saber la reacción que tienen al menos los más importantes, para tener un análisis más completo en el presente trabajo.

Las propiedades mecánicas de los materiales se obtuvieron de la literatura [1,3], los cuales se consideraron homogéneos isotrópicos y lineales.

Tabla 1. Propiedades del material

Material	Densidad [kg/m ³]	Módulo de Elasticidad [Gpa]	Coefficiente de Poisson	Color
Hueso cortical	900	13	0.3	Morado
Tendón, ligamento	50	3	0.2	Azul

Así la asignación de los materiales al modelo se realizó en el programa ANSYS V.9, tal como se muestra en la figura 4.6.

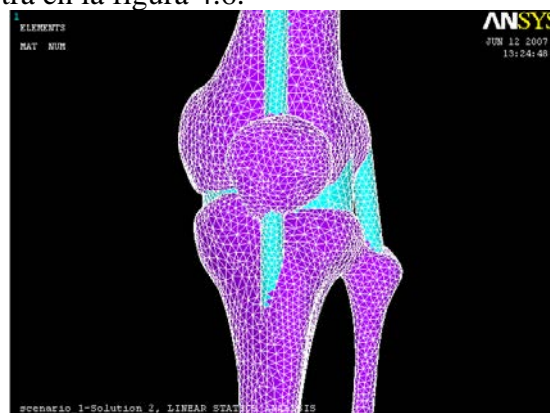


Figura 4. 6 Asignación de materiales.

1.5 RESULTADOS DEL ANÁLISIS EN ROSILLA SANA.

Los resultados se pueden consultar de forma gráfica, donde se pueden identificar las diferentes distribuciones y magnitudes de esfuerzos y deformaciones a partir de una distribución de colores sobre el modelo. Donde los colores son la forma gráfica de representar una escala de valores numéricos.

Los resultados recabados fueron los siguientes: esfuerzos totales bajo el criterio de Von Mises, deformaciones en el eje Z y deformaciones principales.

1.5.1 Resultados de deformaciones en Z en rodilla sana.

La importancia de saber en que proporción se deforman los elementos que componen la rodilla, radica en que al tener éste conocimiento, se sabe que tanta carga se puede aplicar antes de que sufra una falla. Como sabemos, los elementos óseos de la rodilla soportan la mayoría de los esfuerzos, mientras que los meniscos, tendones y ligamentos funcionan como amortiguadores y resortes respectivamente.

En la distribución de deformaciones en rodilla, la más importante es la que se presenta en la dirección Z, debido a que su conocimiento permite identificar que tanto trabajan los meniscos ó en un dado caso donde se podría presentar una fractura.

En la figura 4.7 se observa la distribución de deformaciones, representada por colores, sobre la dirección del eje Z en mm/mm de los diferentes elementos que conforman la rodilla sana en posición extendida, donde la única fuerza que soporta la rodilla es la aplicada en forma normal (800N).

Al observar la figura 4.7 se puede ver que las deformaciones se presentan principalmente en los meniscos, tendones y ligamentos, lo que era de esperarse debido a que estos poseen un módulo de elasticidad menor al del hueso cortical, justificando con esto la analogía que se hizo entre los meniscos y amortiguadores, ya que como se puede observar estos funcionan como tales además de distribuir la carga en su área correspondiente.

Por otra parte se puede observar que el hueso que más se deforma es el peroné, lo cuál también es lógico debido a su volumen y función que realiza, ya que ésta es prácticamente para mantener un equilibrio en la pierna.

Al observar la rótula notamos que al igual que el fémur y la tibia su deformación es menor, lo cuál también es razonable debido a que en el caso de la rótula su función principal se presenta en el caso de flexión en la rodilla y en cuanto al fémur y la tibia la razón se debe a su volumen.

En la figura 4.8 se puede observar con mayor claridad los elementos que conforman el modelo de la rodilla sana, para así poder apreciar los resultados presentados en las tabla 2 y 3.

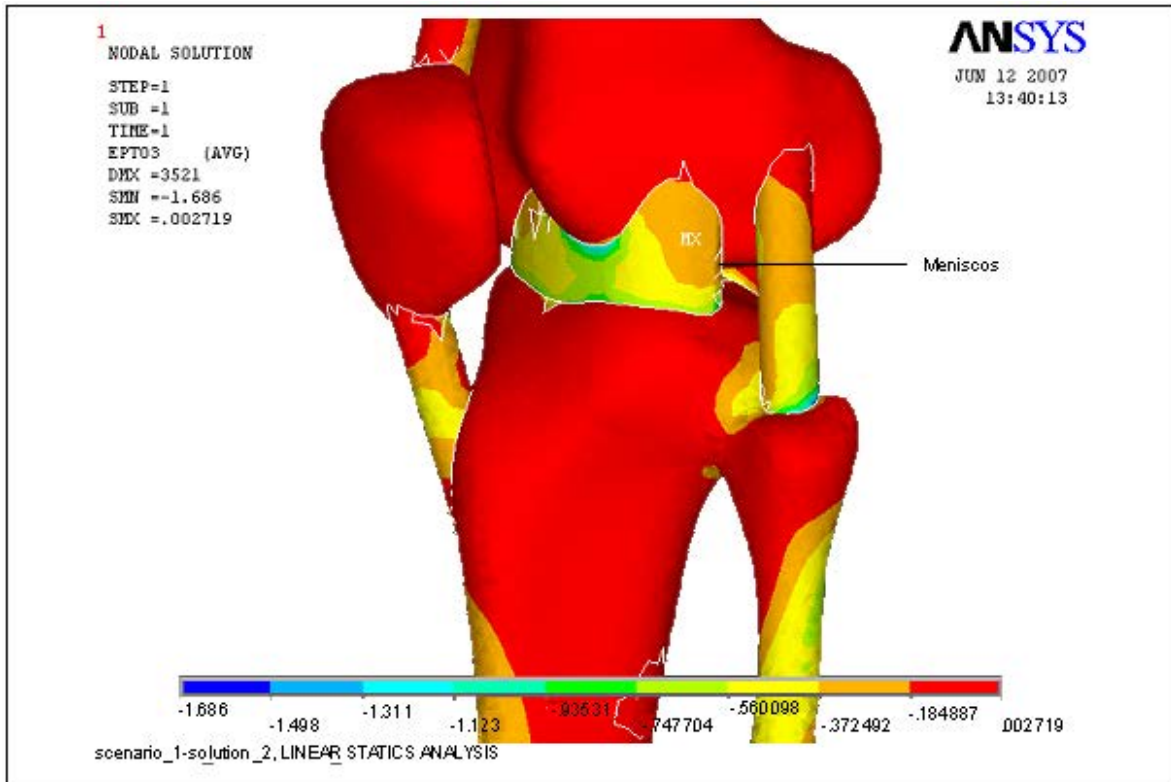


Figura 4.7 Deformación en Z de rodilla sana con una fuerza de 800[N].

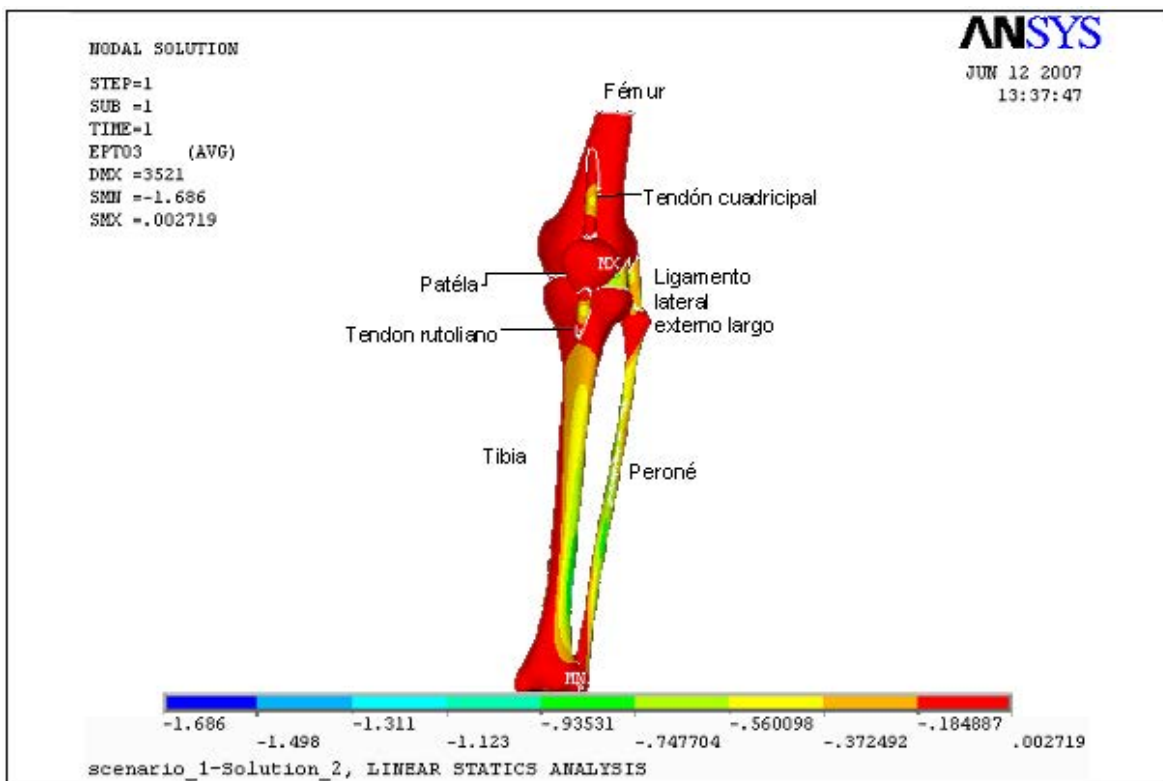


Figura 4.8 Deformación en Z de rodilla sana con una fuerza de 800[N].

Tabla 2. Magnitudes de deformación [mm/mm] en Z

Fuerza	Tibia y peroné	Rótula	Fémur	Tendón cuadriceps	Tendón rotuliano
800[N]	-.560098	.002719	.002719	-.372492	-.372492

Tabla 3. Magnitudes de deformación [mm/mm] en Z

Fuerza	Músculo pata de ganso	Músculo semimembranoso	Meniscos	Ligamento lateral externo largo
800[N]	-.560098	-.560098	-.93531	-.372492

1.5.2 Resultados de deformaciones principales en rodilla sana.

La importancia de tener el conocimiento de las deformaciones principales que sufren los elementos que componen la rodilla, radica en saber las zonas que sufren deformaciones mayores.

En la figura 4.9 se pueden ver las deformaciones en mm/mm que sufre la rodilla sana ante una carga de 800 [N]. Al igual que en los resultados de deformaciones en Z, se tiene una distribución de colores en la geometría, en donde cada color representa un valor de deformación.

En éste caso se observa de manera clara que los huesos principales sufren muy poca deformación (en color azul) mientras que meniscos y ligamentos sufren mayores deformaciones. Curiosamente se observa que la tibia y peroné también presentan deformaciones mayores, lo que explica la constancia de lesiones en ésta parte de la rodilla.

Al observar la figura 4.10 podemos apreciar mejor la deformación generada en los meniscos y ligamento lateral externo, así como en tibia y peroné.

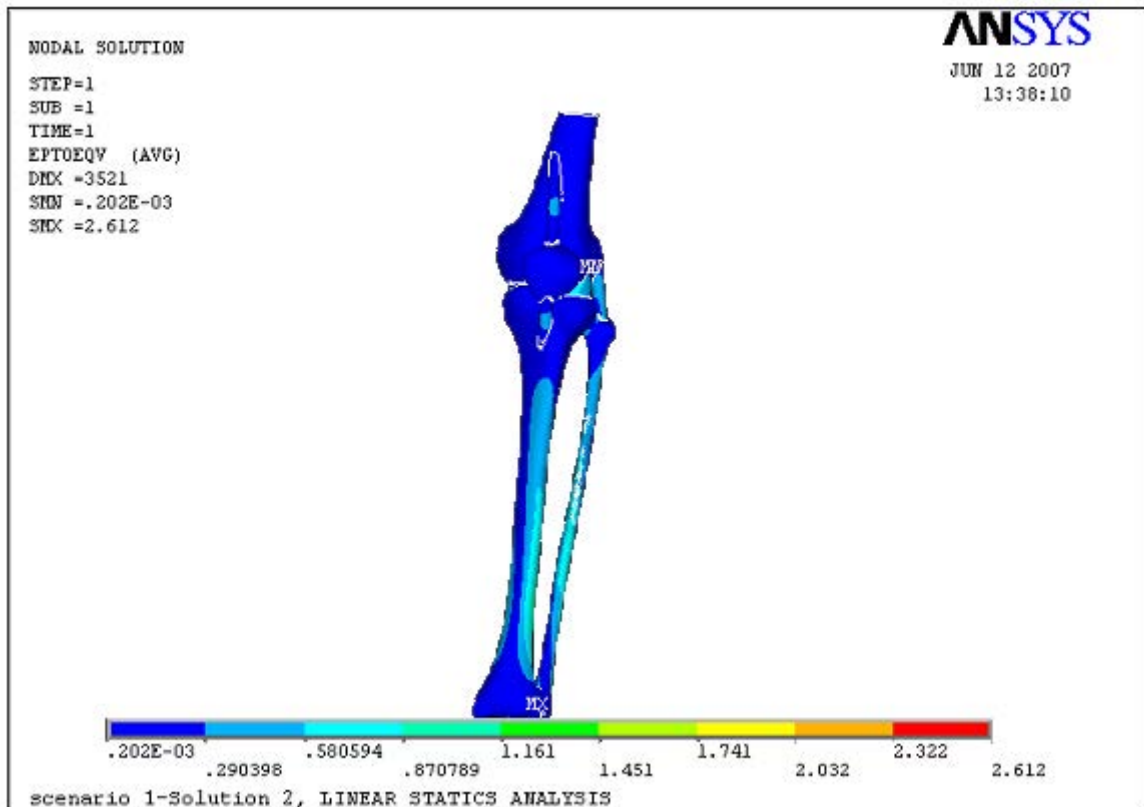


Figura 4. 9 Distribución de deformaciones principales en rodilla sana.

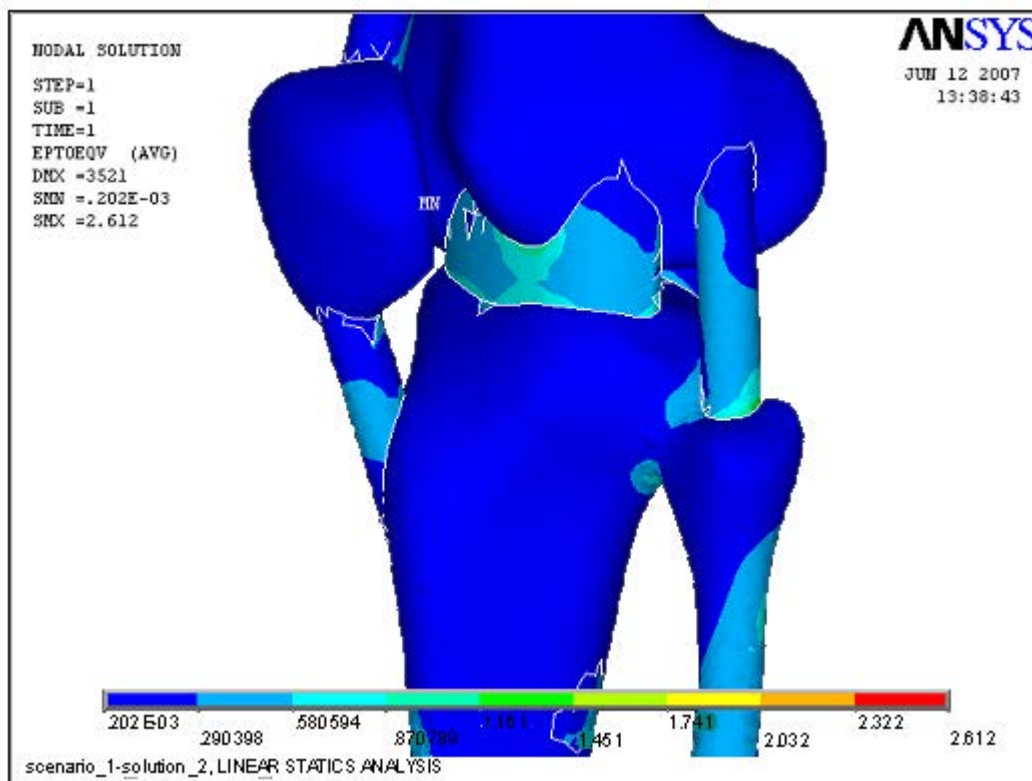


Figura 4. 10 Distribución de deformaciones principales en rodilla sana.

En las siguientes tablas (4 y 5) se presentarán los resultados obtenidos en deformaciones principales de cada uno de los elementos del modelo de rodilla sana.

Tabla 4. Magnitudes de deformaciones principales [mm/mm]

Fuerza	Tibia y peroné	Rótula	Fémur	Tendón cuadriceps	Tendón rotuliano
800[N]	.580594	.290398	.202e-3	.290398	.290398

Tabla 5. Magnitudes de deformaciones principales [mm/mm]

Fuerza	Músculo pata de ganso	Músculo semimembranoso	Meniscos	Ligamento lateral externo largo
800[N]	.870789	.870789	1.161	.870789

1.5.3 Resultados de esfuerzos en rodilla sana.

A continuación se presentarán los resultados más importantes para el modelo de rodilla sana, ya que como cualquier otra estructura la rodilla en su conjunto posee un límite de carga que puede soportar antes de sufrir una fractura.

En la figura 4.11 se observa el resultado de la distribución de esfuerzos [Pa] con base en la teoría de falla de Von Mises, para el caso de la rodilla sana, sobre la cuál actúa la fuerza de 800 [N]. De igual manera se observan los resultados gráficamente mediante una escala de colores que representan distintos valores numéricos.

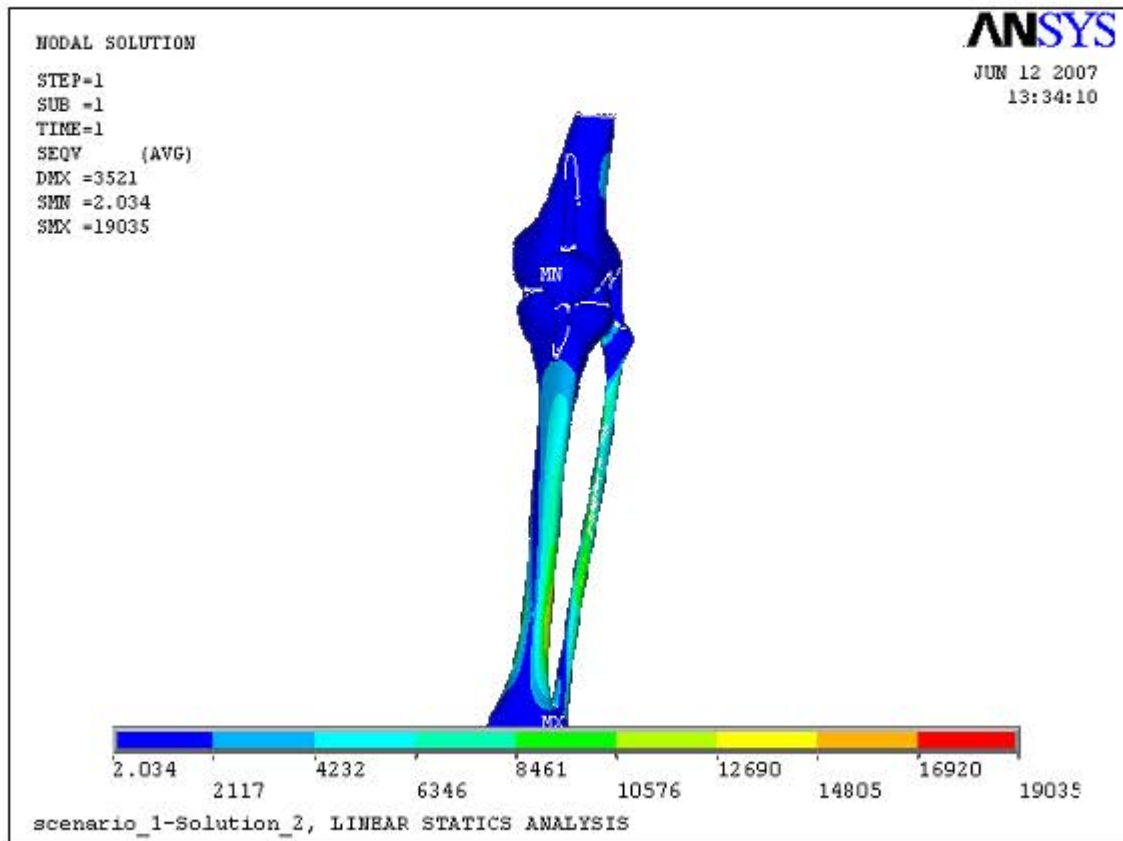


Figura 4.11 Distribución de esfuerzos en rodilla sana.

Como se puede observar en la figura 4.11, la distribución de esfuerzos se concentra principalmente en la tibia y peroné y en menor forma en los meniscos y ligamentos. Esto hace suponer que los esfuerzos varían únicamente por la magnitud del momento que reciben, pues entre más cerca estén al punto de apoyo (restricciones de movimiento), su momento será mayor.

A pesar de que los meniscos presentan una deformación muy notoria, los esfuerzos que presentan son muy pequeños ya que a diferencia de los huesos, los meniscos disocian esta energía en forma de deformación.

En la figura 4.12 se observa de manera más clara la distribución de esfuerzos en los meniscos los cuales presentan una proporción muy pequeña con respecto a la que se puede apreciar en la tibia y peroné, esto debido a que en ésta parte de la rodilla se recibe el momento más grande.

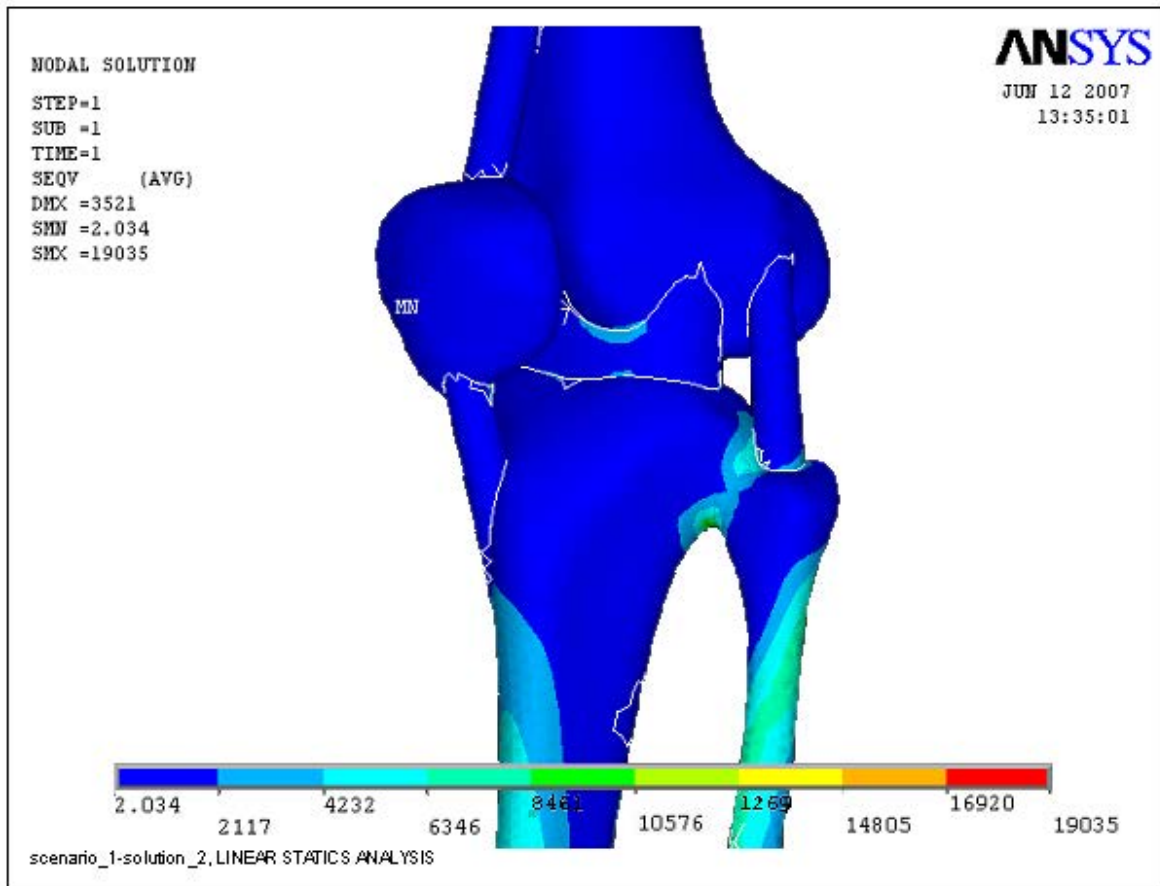


Figura 4.12 Distribución de esfuerzos en rodilla sana.

Tabla 6. Magnitudes de esfuerzos bajo el criterio de Von Mises [MPa]

Fuerza	Tibia y peroné	Rótula	Fémur	Tendón cuadricipal	Tendón rotuliano
800[N]	8461	2.034	2.034	2.034	2.034

Tabla 7. Magnitudes de esfuerzos bajo el criterio de Von Mises [MPa]

Fuerza	Músculo pata de ganso	Músculo semimembranoso	Meniscos	Ligamento lateral externo largo
800[N]	2.034	2.034	2.034	2.034

1.6 DESARROLLO DEL MODELO DE RODILLA CON OSTEOARTRITIS.

La osteoartritis es una enfermedad degenerativa que se presenta normalmente en personas de la tercera edad, y es una de las enfermedades principales por las cuales se tiene que llevar a cabo una sustitución total de la rodilla. Sus efectos principales radican en la deformación permanente de los meniscos, por lo que inclusive puede llegar a realizarse una fricción entre tibia y peroné con el fémur, afectando gravemente la articulación en su conjunto.

Es éste el motivo principal por el que se optó por estudiar los efectos que causa a la biomecánica de la rodilla dicha enfermedad.

4.6.1 Obtención de la geometría.

Para obtener la geometría de la rodilla con osteoartritis se llevó a cabo el mismo procedimiento que en la rodilla sana. Solamente se cambió la densidad y módulo de elasticidad de los tendones, ligamentos y meniscos, ya que son los que afecta dicha enfermedad.

4.6.2 Modelado de elemento finito.

Al igual que en el caso del análisis de la rodilla sana, se llevó a cabo el mismo proceso para la rodilla con osteoartritis utilizando el programa de ANSYS.

Las propiedades mecánicas que se asignaron a los materiales únicamente cambiaron para los tendones ligamentos y meniscos de la siguiente manera.

Tabla 8. Propiedades del material

Material	Densidad [kg/m ³]	Módulo de Elasticidad [Gpa]	Coefficiente de Poisson
Hueso cortical	900	13	0.3
Tendón, ligamento	50	0.3	.2

Las restricciones para el modelo de rodilla con osteoartritis, fueron asignadas de igual forma que para la rodilla sana.

Para la *discretización en elementos finitos* del modelo de la rodilla con osteoartritis, fue el mismo que se utilizó para la rodilla sana.

4.7 RESULTADOS DE ANÁLISIS EN RODILLA CON OSTEOPARTRITIS.

Para llevar a cabo la solución del análisis por elemento finito de la rodilla con osteoartritis, nuevamente se ocupó el programa de ANSYS.

Así, nuevamente los resultados se observan de manera gráfica, a través de una distribución de colores que obedecen a un rango de valores dentro de los que se encuentran los propios para esfuerzos y deformaciones del modelo.

4.7.1 Representación de los resultados.

Para conocer los efectos que provoca la osteoartritis en la rodilla, se aplicó una carga de 800 [N], recabando los siguientes resultados: esfuerzos totales bajo el criterio de Von Mises, deformaciones en el eje Z y deformación total para cada elemento que compone el modelo de la rodilla con osteoartritis.

4.7.2 Resultados de deformación en Z en rodilla con osteoartritis.

Para conocer que tanto influye la osteoartritis en la biomecánica, y en la capacidad de soportar cargas de la rodilla, es necesario conocer la distribución de deformaciones y esfuerzos que presenta el modelo de rodilla con osteoartritis ante la carga propuesta para posteriormente comparar estos resultados con los presentados con la rodilla sana.

En la figura 4.13 se pueden observar la distribución de deformaciones, sobre el eje Z, representadas por colores que a su vez obedecen a una escala de valores numéricos.

Así, podemos apreciar que nuevamente la deformación en los huesos es pequeña en comparación con la que se da en los meniscos, ya que en los huesos los valores, de color rojo, varían entre .989344 y 9.916 [mm/mm], mientras que en los meniscos la variación, entre colores verde y amarillo, es de -53.536 a -31.326 [mm/mm].

Así, se muestran dichos resultados en las tablas 9 y 10.

Tabla 6. Magnitudes de deformaciones en el eje Z en [mm/mm]

Fuerza	Tibia y peroné	Rótula	Fémur	Tendón cuadriceps	Tendón rotuliano
800[N]	.989344	.989344	.989344	-9.916	-9.916

Tabla 7. Magnitudes de deformaciones en el eje Z en [mm/mm]

Fuerza	Músculo pata de ganso	Músculo semimembranoso	Meniscos	Ligamento lateral externo largo
800[N]	-42.631	-42.631	-53.536	-20.821

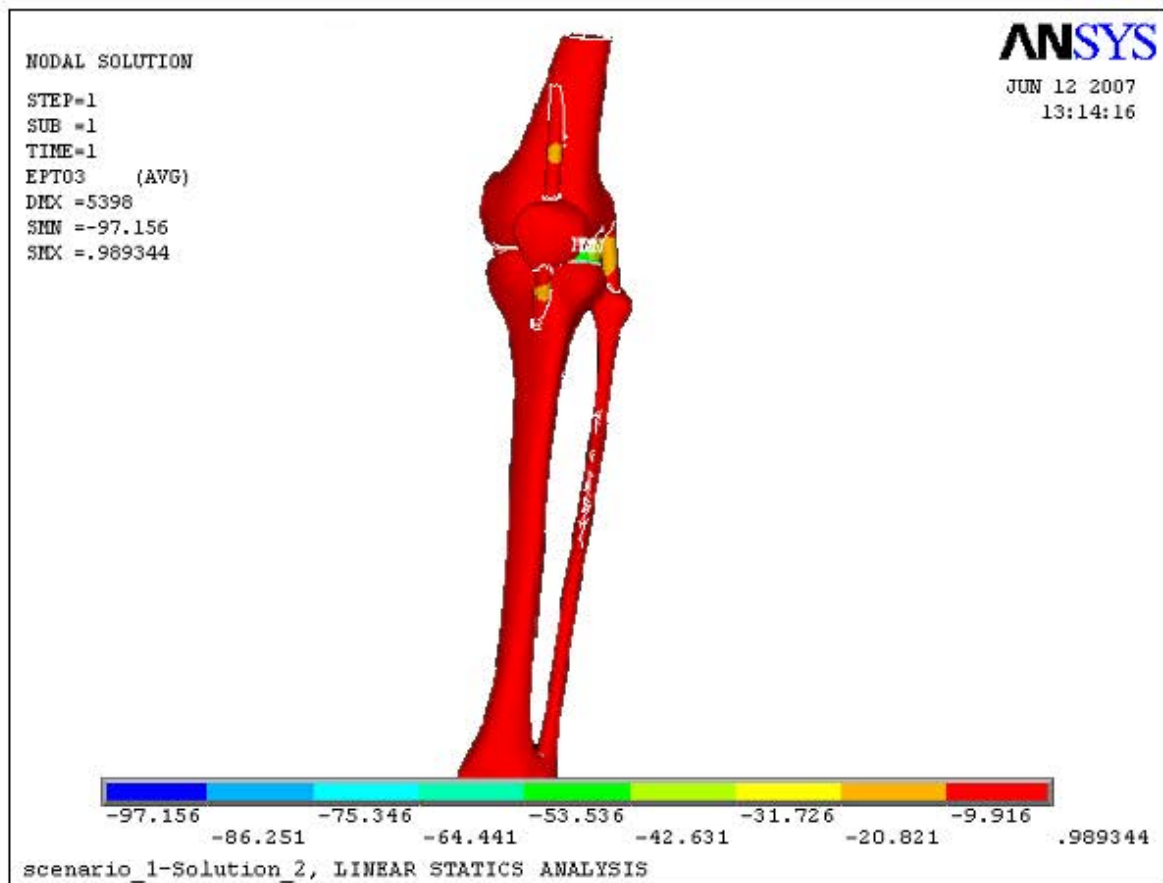


Figura 4.13 Distribución de deformaciones en el eje Z para rodilla con osteoartritis.

4.7.3 Resultados de deformaciones principales en rodilla con osteoartritis.

Nuevamente, para conocer que tanto influye la osteoartritis en la biomecánica y capacidad de soportar la carga propuesta para el modelo de rodilla, es necesario conocer la distribución de deformaciones y esfuerzos, para después comparar estos resultados con los presentados por el modelo de rodilla sana.

En la figura 4.14 se observa la distribución de deformaciones principales, representada por colores y con su respectiva escala numérica en mm/mm, de los diferentes elementos que componen la rodilla con osteoartritis, donde la fuerza soportada es de 800 [N].

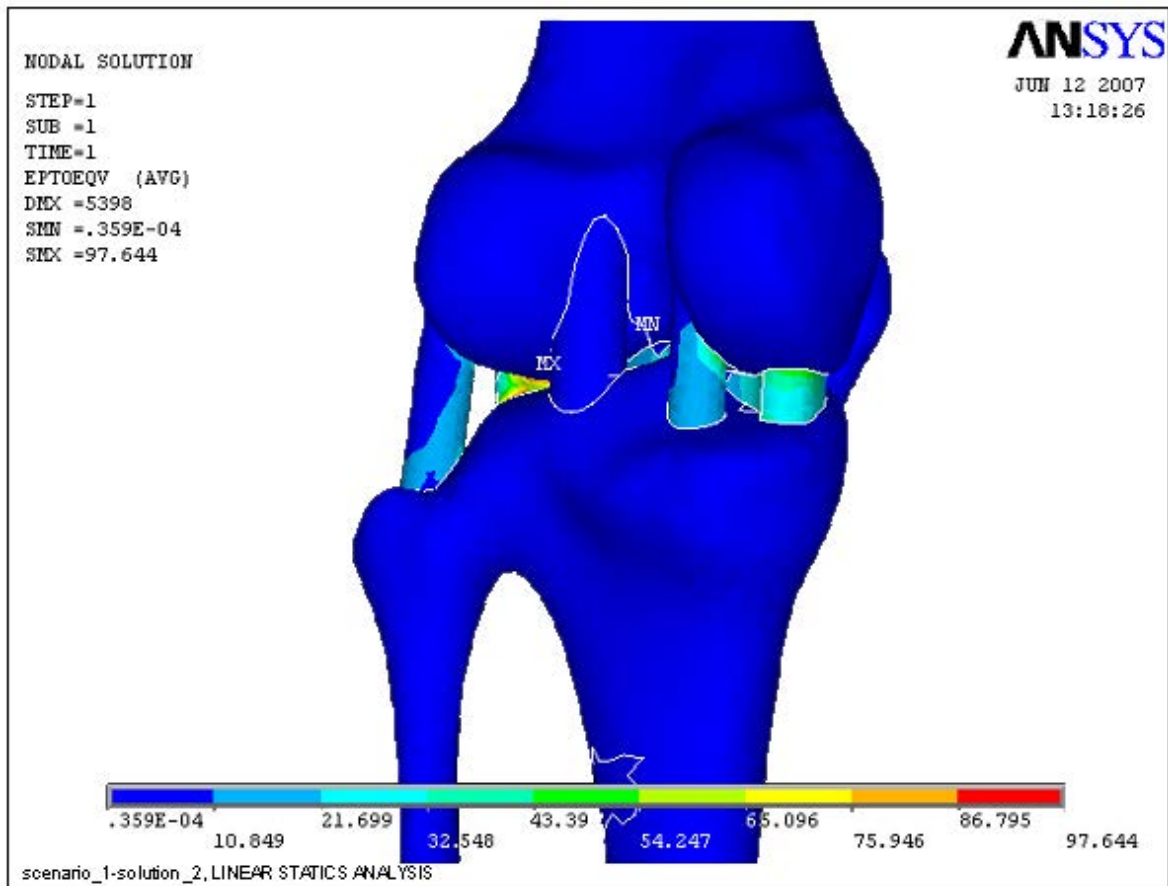


Figura 4.14 Distribución de deformaciones principales en rodilla con osteoartritis.

En éste caso, como es de esperarse, se puede ver claramente como los huesos (en color azul), sufren muy poca deformación (casi nula) mientras que los meniscos, tendones y ligamentos son quienes presentan las deformaciones más grandes.

Para una carga de 800 [N], podemos ver que la deformación que sufren los huesos es de $.359 \times 10^{-4}$ y 10.849 mm/mm aproximadamente y para los meniscos de 65.096 mm/mm.

En las tablas 8 y 9 se podrán observar los resultados obtenidos en la deformación principal para cada uno de los elementos.

Tabla 8. Magnitudes de deformaciones principales [mm/mm]

Fuerza	Tibia y peroné	Rótula	Fémur	Tendón cuadricipal	Tendón rotuliano
800[N]	10.849	10.849	10.849	10.849	10.849

Tabla 9. Magnitudes de deformaciones principales [mm/mm]

Fuerza	Músculo pata de ganso	Músculo semimembranoso	Meniscos	Ligamento lateral externo
--------	-----------------------	------------------------	----------	---------------------------

				largo
800[N]	10.849	21.699	65.096	10.849

4.7.4 Resultados de esfuerzos en rodilla con osteoartritis.

En la figura 4.15 se presenta el resultado de la distribución de esfuerzos con base en la teoría de falla de Von Mises, para el caso de la rodilla con osteoartritis, en la cuál actúa una fuerza de 800 [N] en la parte superior del fémur. En dicha figura se puede apreciar la distribución de colores que representan determinada escala numérica, dándonos así una idea más clara de la distribución de esfuerzos.

La distribución de colores que se observa en la figura 4.15 es muy similar a la que se presenta en el modelo de la rodilla sana con un color azul fuerte en la parte superior del modelo (fémur, rótula, meniscos, tendones y ligamentos) y un color amarillo en la parte inferior (tibia y peroné), donde se encuentran las restricciones. Esto es debido a que e ésta zona del modelo aumenta el momento flexionante.

A continuación se presentan las tablas 10 y 11 donde se pueden observar los esfuerzos en cada elemento de la rodilla con osteoartritis.

Tabla 6. Magnitudes de esfuerzos bajo el criterio de Von Mises [MPa]

Fuerza	Tibia y peroné	Rótula	Fémur	Tendón cuadricipal	Tendón rotuliano
800[N]	63045	.238876	.238876	.238876	.238876

Tabla 7. Magnitudes de esfuerzos bajo el criterio de Von Mises [MPa]

Fuerza	Músculo pata de ganso	Músculo semimembranoso	Meniscos	Ligamento lateral externo largo
800[N]	.238876	.238876	.238876	.238876

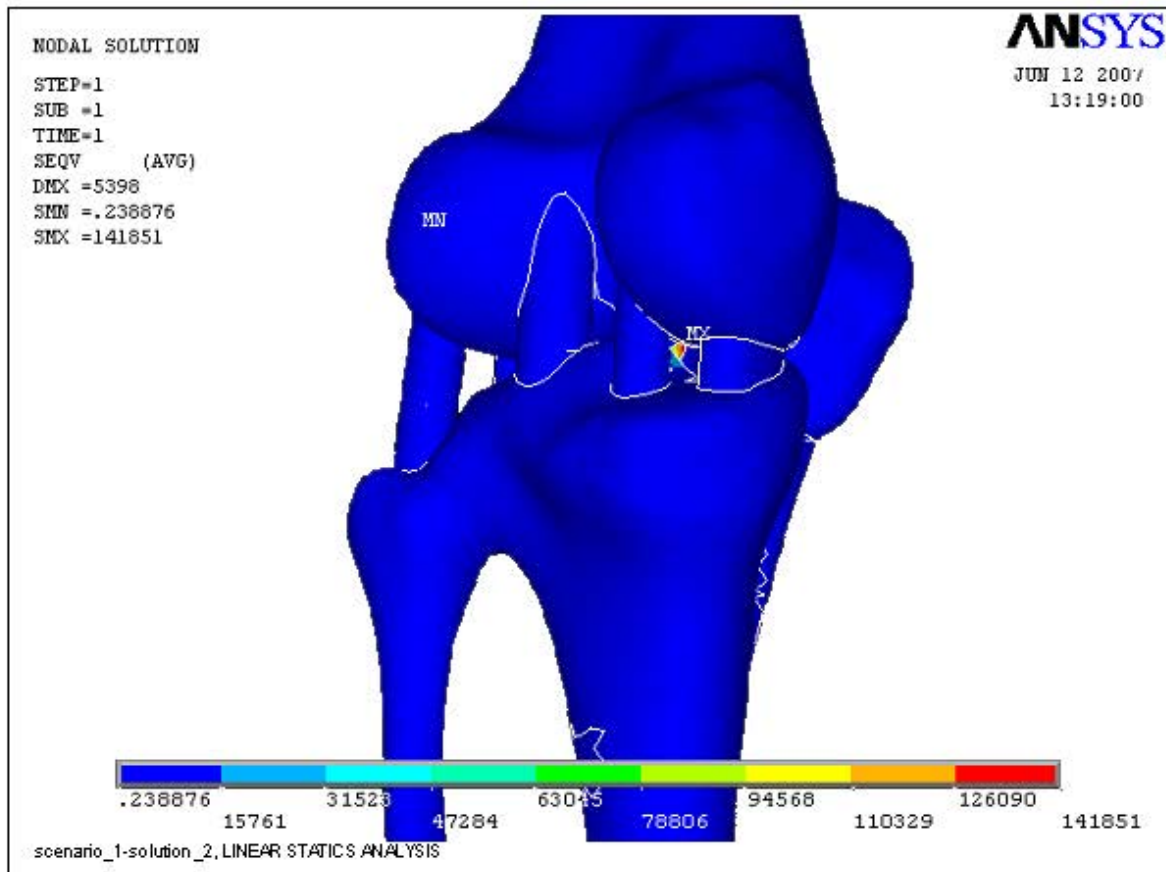


Figura 4.15 Distribución de esfuerzos bajo el criterio de Von Mises.

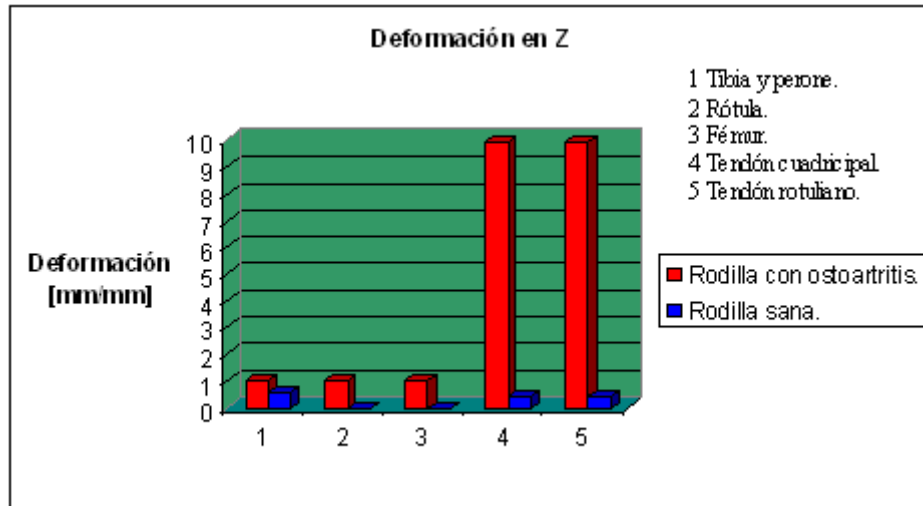
4.8 COMPARACIÓN DE RESULTADOS OBTENIDOS EN RODILLA SANA Y RODILLA CON OSTEOARTRITIS.

4.8.1 Análisis de resultados de deformaciones en Z entre rodilla sana y rodilla con osteoartritis.

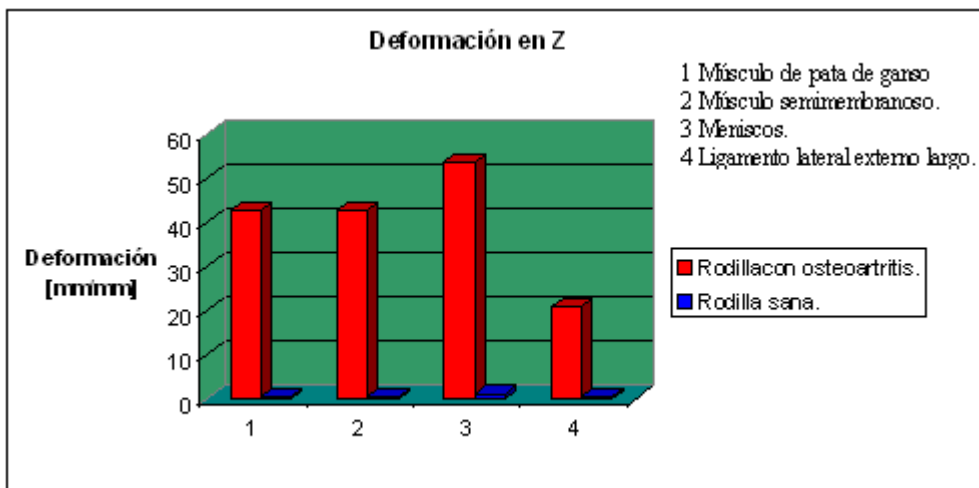
En seguida se presenta una comparación de resultados mediante distintas gráficas, donde se comparan las deformaciones en Z, tanto para la rodilla sana como para la rodilla con osteoartritis. En ambos análisis se consideró el mismo caso de estudio, donde la posición de la rodilla es extendida y soportando una carga de 800 [N].

Las diferencias de deformación en Z que se presentan entre los dos modelos de rodilla (sana y con osteoartritis) son muy visibles y marcadas, sobre todo en magnitudes, además de que la distribución también es notoria.

Tal como se esperaba en la rodilla con osteoartritis las deformaciones presentadas en tibia y peroné (gráfica 4.1) son mayores que en rodilla sana, esto se debe a que los meniscos en la rodilla sana sufren menos deformación que en la rodilla con osteoartritis. Por lo que se confirma que los meniscos funcionan como amortiguadores, ya que al observar la gráfica 4.5 podemos apreciar que éstos son los que sufren mayor deformación.



Gráfica 4. 1 Comparación de deformaciones en Z.



Gráfica 4. 2 Comparación de deformaciones en Z.

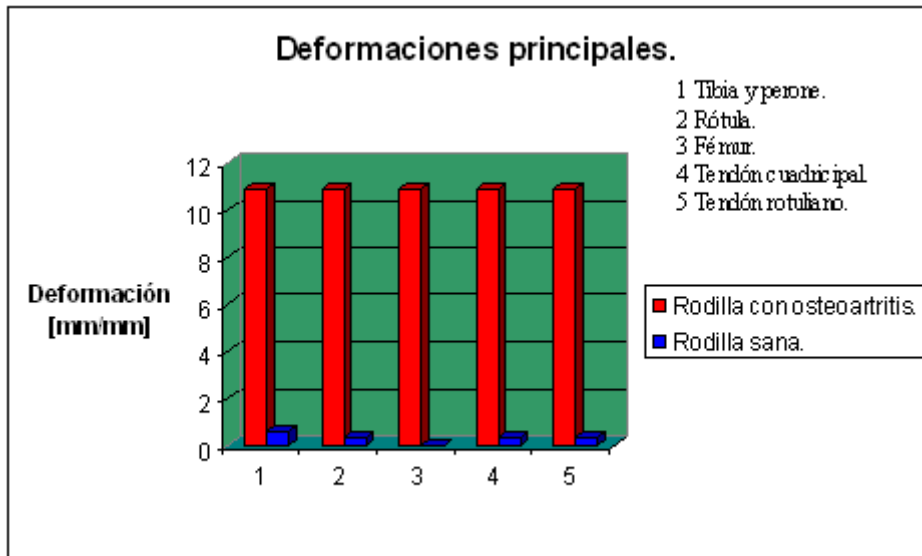
En general, se puede observar que los elementos de la rodilla sufren mayor deformación cuando padecen la osteoartritis, por lo que en las gráficas anteriores se puede apreciar una clara diferencia de deformación entre la rodilla sana y con osteoartritis.

4.8.2 Análisis de resultados de deformaciones principales entre rodilla sana y rodilla con osteoartritis.

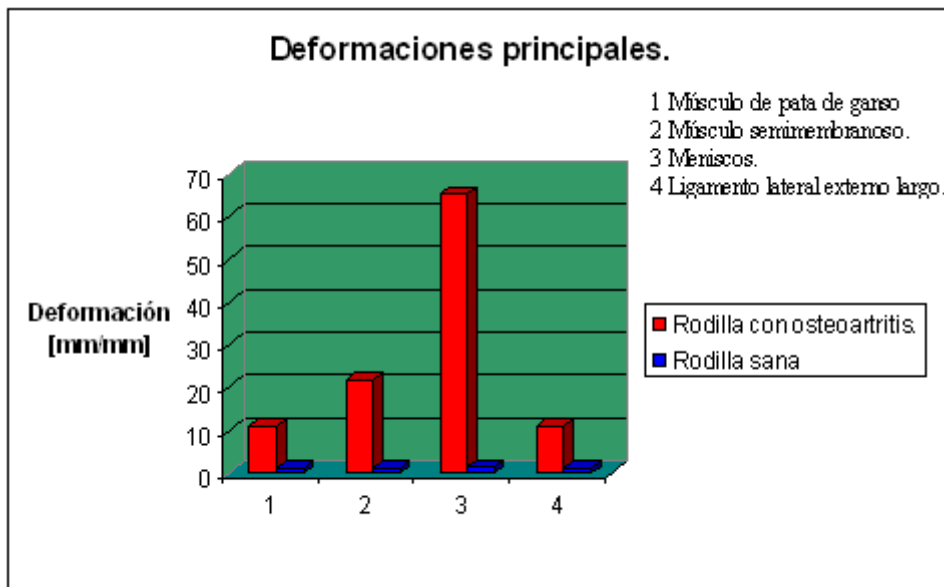
Las deformaciones principales en ambos modelos nos dan una idea más general de poder saber las zonas donde los modelos tienden a cambiar, tanto en rodilla sana como en rodilla con osteoartritis.

Observando la gráfica 4.3, podemos apreciar que la tibia y peroné con osteoartritis tiende a deformarse más que la tibia y peroné sana. Esto era de esperarse, ya que como en las deformaciones en z, sabemos que la enfermedad de osteoartritis debilita los

meniscos (gráfica 4.4) y algunos ligamentos, permitiendo con esto que la fuerza normal aplicada deforme de mayor forma todos los elementos de la rodilla.



Gráfica 4.3 Comparación de deformaciones principales.



Gráfica 4.4 Comparación de deformaciones principales

La deformación en los meniscos es notoria, ya que son la parte de la rodilla que siempre recibe la mayor parte de la carga aplicada, por lo que es frecuente que en personas sanas también existan lesiones en ésta parte.

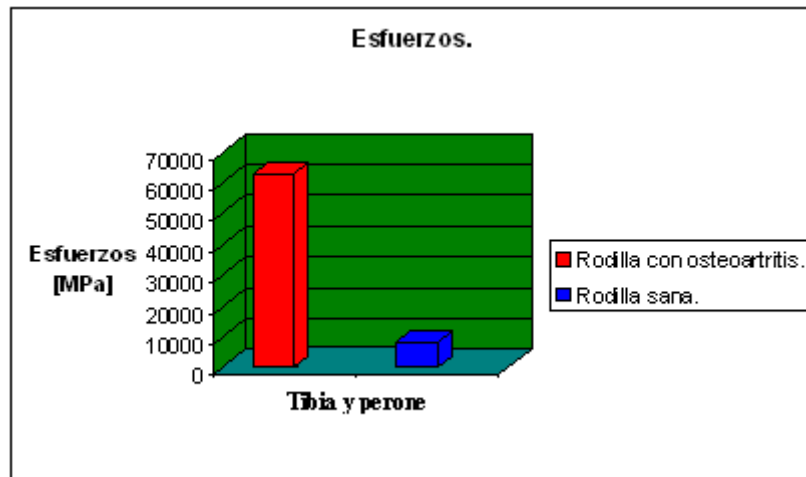
Por otro lado se comprueba una vez más que la función de los meniscos es muy similar a la de un amortiguador, por lo que podemos apreciar en ambos casos que la tibia y peroné sufren un menor cambio.

4.8.3 Análisis de resultados de esfuerzos entre rodilla sana y rodilla con osteoartritis.

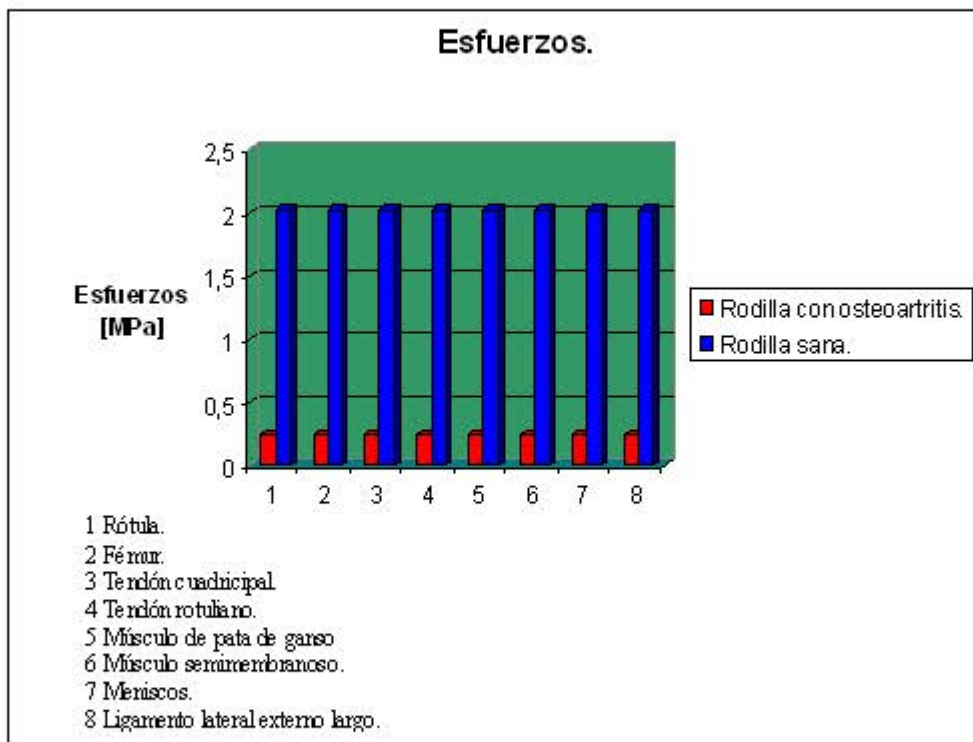
La distribución de esfuerzos en la rodilla sana y con osteoartritis es casi la misma. Así, la diferencia más notoria es la magnitud de esfuerzos que se da en la tibia y peroné para ambos casos.

El aumento de esfuerzos que se observan en la rodilla con osteoartritis se debe a que al no existir un buen funcionamiento de los meniscos, el momento flexionante aumenta automáticamente en tibia y peroné (gráfica 4.5), dejando a los demás elementos de la rodilla con una menor magnitud de esfuerzos (gráfica 4.6).

Tomando en cuenta la resistencia a la compresión que presenta el modelo de la rodilla, podemos suponer que una rodilla con osteoartritis sufrirá una fractura en la tibia y peroné de manera que no podrá soportar más de 60000 [Pa].



Gráfica 4.5 Comparación de esfuerzos.



Gráfica 4. 6 Comparación de esfuerzos.

Observando la gráfica 4.5, podemos observar que tibia y peroné concentran una mayor cantidad de esfuerzos cuando se tiene una rodilla con osteoartritis, pero en los demás elementos de ésta hay una mayor concentración de esfuerzos cuando la rodilla es sana.

Esto es comprensible, ya que la rodilla tiene una mejor distribución de esfuerzos en sus elementos que cuando esta sana, que cuando padece de osteoartritis y esto se comprueba con las gráficas anteriores (4.5, 4.6).

Como se menciona anteriormente, la osteoartritis es una enfermedad que se presenta de manera frecuente en personas de la tercera edad y a pesar de que existen tratamientos no quirúrgicos y terapias de rehabilitación, en los casos más extremos existe un reemplazo total de rodilla, donde la instalación de cada prótesis tiene un promedio de duración de 7 años, por lo que después de éste tiempo se tiene que reemplazar con otra.

BIBLIOGRAFÍA.

- [1] Gabriel Vázquez Pérez. **Análisis tridimensional de la columna vertebral mediante elemento finito.** U.N.A.M Facultad de Ingeniería. México D.F.
- [2] Michael Adams, Nikolai Bogduk, Kim Burton & Patricia Dolan. **The biomechanics of back pain.** Ed. Churchill Livingstone. 2002 UK.
- [3] Margaret Nordin, Victor H. Frankel. **Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System.** LEA & FEBIGER 1989 USA.

CONCLUSIONES.

El análisis por elemento finito de la rodilla humana, nos ha permitido estudiar y conocer la biomecánica de dicha articulación en su conjunto, bajo cierta carga y restricciones. Además de conocer el funcionamiento de los elementos que la conforman.

Al simular el funcionamiento de la rodilla humana en forma extendida por medio de elemento finito, conocimos la distribución de esfuerzos y deformaciones que se presentan al aplicarle una fuerza normal, la cuál se pensó es la que se aplica por el sujeto con sobrepeso. Esto nos permite comprender y predecir las áreas en donde se presentarán fallas y fractura.

La simulación del modelo de rodilla con osteoartritis nos permitió comprender los efectos que causa ésta enfermedad en la distribución de esfuerzos y deformaciones. Comparando estos resultados con los presentados por la rodilla sana, nos damos cuenta que tanto en esfuerzos como en deformaciones éstos aumentan dramáticamente y en algunos casos más de un 100%.

El modelo desarrollado de la rodilla, nos ha permitido comprender de manera más objetiva y clara el funcionamiento de cada uno de los elementos de ésta en su conjunto. A pesar de que en el presente trabajo sólo se presenta un caso de estudio (osteoartritis), el modelo puede servir de base para simular y realizar diversos tipos de patologías.

En el área de la ingeniería, sabemos que ningún modelo es exacto, más sin embargo tienden a serlo, en base a considerar en forma adecuada a todas las restricciones, en éste caso ocurre lo mismo, ya que el modelo desarrollado, a pesar de haberse tratado de simular con todos los tendones y ligamentos, no es ideal, debido a que se omitieron algunos músculos, tendones y ligamentos. Además, debemos recordar que a pesar de que la anatomía humana es la misma, existen elementos que varían para cada persona (peso y estatura).

El presente trabajo contribuirá de manera importante al diseño y evaluación de prótesis que permitan tener un desempeño óptimo en el paciente que las requiera por distintas circunstancias, ya que una posible solución sería diseñar prótesis específicas para cada paciente.

Un aspecto importante que se debe mencionar, es que a medida que los sistemas computacionales aumenten se lograrán resultados que tiendan más a la exactitud, lo que nos daría como consecuencia el desarrollo de mejores prótesis para beneficio de la humanidad.

Para la realización del presente trabajo se utilizaron varios paquetes computacionales, además del apoyo de médicos e ingenieros y principalmente del laboratorio de visualización IXTLI ubicado en DGSCA, ya que por medio de ésta dirección se obtuvo el equipo y base de datos, fundamentales para el desarrollo del mismo.