

Proyecto Fin de Carrera

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE UN ESPACIADOR TEMPORAL DE RODILLA: ESTABILIDAD Y ESTADO TENSIONAL

Autor/es

María Pilar Gil Rubio

Director/es y/o ponente

María Ángeles Pérez Ansón

Escuela de Ingeniería y Arquitectura
de la Universidad de Zaragoza
(Ingeniería Técnica Industrial. Especialidad Mecánica)
2012

A mi madre, a mis hijos Víctor y Andrea y a David.

Agradecer muy especialmente a M^a Ángeles Pérez Ansón por su atención, dedicación y colaboración.

Índice

1. Introducción	4
1.1. Biomecánica	5
1.1.1. Definición	5
1.1.2. Aplicación	5
1.2. Artroplastia total de rodilla	7
1.3. Objetivo	8
2. Artroplástia total de rodilla.....	9
2.1. Anatomía de la rodilla.....	10
2.1.1.Huesos de la rodilla	11
2.1.2.Cartílagos de la rodilla.....	13
2.1.3.Elementos de contención articular	14
2.1.4. Músculos y tendones de la rodilla	16
2.1.5. Bursas	17
2.2. Características y propiedades del hueso humano	18
2.2.1.Estructura del hueso	18
2.2.2. Tipos de huesos	20
2.2.3. Resistencia y propiedades mecánicas de los huesos	21
2.2.4. Densidad ósea	22
2.3. Biomecánica de la rodilla	24
2.3.1.La marcha normal	24
2.3.2. Línea del centro de gravedad	27
2.3.3. Métodos de estudio de la marcha	29
2.3.4. Estabilidad de la articulación	33
2.4. Artroplastia de rodilla.....	35
2.4.1. Definición.....	35
2.4.2. Reseña histórica.....	36
2.4.3. Clasificación de las prótesis de rodilla.....	39
2.4.4. Materiales de las prótesis de rodilla.....	45
2.4.5. Biomecánica de las sustituciones de rodilla.....	46

2.4.6. Factores de diseño de sustituciones protésicas de rodilla.....	49
2.4.7. Fracaso protésico y cirugía de revisión.....	61
2.5. Espaciadores de cemento impregnado de antibiótico para el tratamiento de la infección asociada con artroplastia total de cadera.....	63
2.5.1. Introducción.....	63
2.5.2. Clasificación de la infección en el sitio de una artroplastia total.....	64
2.5.3. Espaciadores de cemento impregnado de antibiótico.....	65
3. Material y métodos	68
3.1. Introducción.....	69
3.2. Principios básicos en el M.E.F.....	72
3.3. Modelos de elementos finitos.....	73
3.4. Propiedades de material.....	74
3.4.1. Hueso: fémur y tibia.....	74
3.4.2. Espaciador: Cemento.....	77
3.5. Cargas y condiciones de apoyo.....	79
3.5.1. Análisis de sensibilidad de los materiales del hueso.....	79
3.5.2. Condiciones fisiológicas de la articulación.....	80
4. Resultados	82
4.1. Introducción.....	83
4.2. Análisis de sensibilidad de los materiales del hueso.....	83
4.3. Condiciones fisiológicas de la articulación.....	92
5. Conclusiones y líneas futuras.....	99
5.1. Introducción.....	100
5.2. Resumen de los principales resultados y conclusiones.....	100
5.3. Líneas futuras.....	102
6. Bibliografía	103

CAPÍTULO 1.

INTRODUCCIÓN

1.1. Biomecánica.

1.1.1. Definición.

La Biomecánica es una disciplina científica que se dedica a estudiar la actividad de nuestro cuerpo, en circunstancias y condiciones diferentes, y de analizar las consecuencias mecánicas que se derivan de nuestra actividad, ya sea en nuestra vida cotidiana, en el trabajo, cuando hacemos deporte, etc. Para estudiar los efectos de dicha actividad, la Biomecánica utiliza los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas. A la Biomecánica le interesa el movimiento del cuerpo humano y las cargas mecánicas y energías que se producen por dicho movimiento.

1.1.2. Aplicación.

El objetivo de la Biomecánica es resolver los problemas que surgen de las diversas condiciones a las que puede verse sometido nuestro cuerpo en distintas situaciones.

Las posibilidades que la Biomecánica ofrece al plantear y resolver problemas relacionados con la mejora de nuestra salud y calidad de vida la han consolidado como un campo de conocimientos en continua expansión, capaz de aportar soluciones científicas y tecnológicas muy beneficiosas para nuestro entorno más inmediato.

La proyección industrial de la Biomecánica ha alcanzado a diversos sectores, sirviendo de base para la concepción y adaptación de numerosos productos: técnicas de diagnóstico, implantes e instrumental quirúrgico, prótesis, ayudas técnicas a personas con discapacidad, sistemas de evaluación de nuestras actividades, herramientas y sistemas de seguridad en automoción, entre otros muchos.

En la actualidad, la Biomecánica se halla presente en tres ámbitos fundamentales de actuación:

- La biomecánica deportiva, que analiza la práctica deportiva para mejorar su rendimiento, desarrollar técnicas de entrenamiento y diseñar complementos, materiales y equipamiento de altas prestaciones.
- La biomecánica ocupacional, cuya misión es estudiar la interacción del cuerpo humano con nuestro entorno más inmediato, y que nuestro trabajo, casa, conducción de vehículos, manejo de herramientas, etc., y adaptarlos a nuestras necesidades y

capacidades. En este ámbito, la Biomecánica se relaciona con otra disciplina, como es la ergonomía.

- La biomecánica médica, encargada de evaluar las patologías que aquejan al cuerpo humano para generar soluciones capaces de evaluarlas, repararlas o paliarlas.

Dentro del ámbito de actuación de la biomecánica médica, más concretamente de las afecciones de la rodilla, podemos considerar como una de las más importantes la biomecánica de las artroplastias o sustituciones de rodilla.

1.2. Artroplastia total de rodilla.

Nuestras articulaciones están expuestas a lesionarse con frecuencia, además de a sufrir ciertas enfermedades que deterioran el cartílago articular, y que son causa de dolor, deformidad y funcionalidad limitada. La lucha de la medicina por restaurar la movilidad ha dado lugar a soluciones como la **artroplastia**, operación quirúrgica en la que se realiza la reconstrucción de una articulación destruida o anquilosada, mediante resección de las superficies articulares y la interposición de una prótesis para recuperar la función y suprimir el dolor en zonas de importancia vital para la movilidad del cuerpo, como son las articulaciones de cadera, rodilla, codo, tobillo, etc.

La prótesis de rodilla se perfecciona desde hace más de cien años, y aunque durante años se consideró que la cirugía protésica de la rodilla era menos exitosa que la de la cadera, los avances en el diseño de los implantes (mejor congruencia), en las opciones biomecánicas y en los materiales permitió recuperar ese atraso de forma progresiva y en la actualidad la artroplastia total de rodilla (ATR) es probablemente la cirugía ortopédica con mayor tasa de éxitos. La ATR ayuda de forma considerable a mejorar la función, eliminar el dolor y a proporcionar una mejor calidad de vida a los pacientes afectados de graves alteraciones degenerativas en dicha articulación. Por todo ello, el número de prótesis primarias y de revisión de rodilla implantadas ha aumentado de forma notable. En España la progresión en el número de prótesis pasó de 12.500 en el año 1995 a 25.000 en el año 2000. En las últimas décadas se han introducido muchas mejoras técnicas. De hecho, hoy en día, cabe esperar una supervivencia del implante superior al 95% a los 10 años de la implantación. A pesar de ello existen todavía diversas controversias con respecto a varios aspectos: el diseño, el uso de plataformas móviles, la sustitución o no de la rótula, la utilización de componentes no cementados y el uso de artroplastias unicompartmentales.

Aproximadamente el diez por ciento de las artroplastias realizadas requerirán una segunda intervención por fallo (infección, resorción ósea marginal, erosión y aflojamiento de los componentes protésicos), ya sea temprana o tardíamente. Esta cirugía de revisión o reemplazo protésico rara vez se hace “en un tiempo”. Actualmente se acepta que si el objetivo del tratamiento es una rodilla protésica funcional, duradera y libre de infección, el desbridamiento o retirada de la prótesis, seguido en fecha posterior por el reimplante es el método preferido de tratamiento (se lleva a cabo entre doce semanas y un año tras el desbridamiento inicial). En el momento del desbridamiento inicial se interpone entre fémur y tibia un **bloque espaciador** impregnado con antibiótico, para preservar el espacio articular

para el recambio posterior y para permitir estabilidad con la carga del peso a través de la articulación reseada.

1.3. Objetivo.

El objetivo del presente proyecto es **estudiar el espaciador de rodilla utilizado como reemplazo temporal entre dos revisiones**. En concreto se pretende analizar la **estabilidad y estado de tensional** de la articulación de la rodilla y del mismo espaciador.

Se parte de una paciente, mujer de 65 años de edad y de 70 kilos de peso, a la que, tras serle retirada la prótesis primaria de su rodilla derecha (ver fig.1.1), se le coloca un espaciador articulado realizado en cemento óseo impregnado de gentamicina, como sustitución temporal de la prótesis de rodilla en una revisión en dos tiempos después de un proceso séptico. Según queda reflejado en la imagen de la fig.1.1. la paciente sufre una avanzada pérdida ósea, circunstancia que podría dificultar el análisis estructural objeto de este proyecto.



Fig.1.1 Radiografías frontal y lateral en carga de paciente con artroplastia en rodilla derecha, aflojamiento séptico.

Este proyecto se encuadra dentro de una línea de investigación en biomecánica, que se está desarrollando en el Área de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Escuela de Ingeniería y Arquitectura (E.I.N.A.) de la Universidad de Zaragoza.

En este grupo de trabajo se realizan distintas actividades centradas en la modelización por Elementos Finitos de diferentes partes del cuerpo humano (pelvis, fémur, rodilla).

CAPÍTULO 2.

ARTROPLASTIA TOTAL DE RODILLA

2.1. Anatomía de la rodilla.

La rodilla es la articulación más grande del cuerpo humano y una de las más complejas. Está compuesta por el juego de tres huesos, fémur, tibia y rótula (Fig.2.1). En realidad está formada por dos articulaciones diferentes:

- Articulación femorotibial, que soporta el peso corporal y pone en contacto las superficies de los cóndilos femorales con la tibia. Es una articulación bicondílea.
- Articulación femoropatelar, formada por la tróclea femoral y la parte posterior de la rótula, cumple una misión atípica, a modo de polea sobre la que se apoyan los tendones cuadricipital y rotuliano. Es una diartrosis de género troclear.

Los dos cóndilos femorales ruedan sobre la superficie casi plana de los platillos tibiales. El apoyo de un hueso sobre otro es libre, sin topes óseos para mantenerla y necesita la sujeción de los ligamentos para impedir la luxación. La rótula se desliza por medio de los cóndilos en lo que se conoce con el nombre de escotadura intercondilea.

Las superficies de contacto entre los huesos están cubiertas por una capa de cartílago. Todo el conjunto está envuelto por una cápsula articular, constituyendo un espacio cerrado. La cubierta íntima de la cápsula es la membrana sinovial, cuya misión principal es la secreción del líquido del mismo nombre, fundamental en la fisiología articular con misiones de lubricación y defensa.

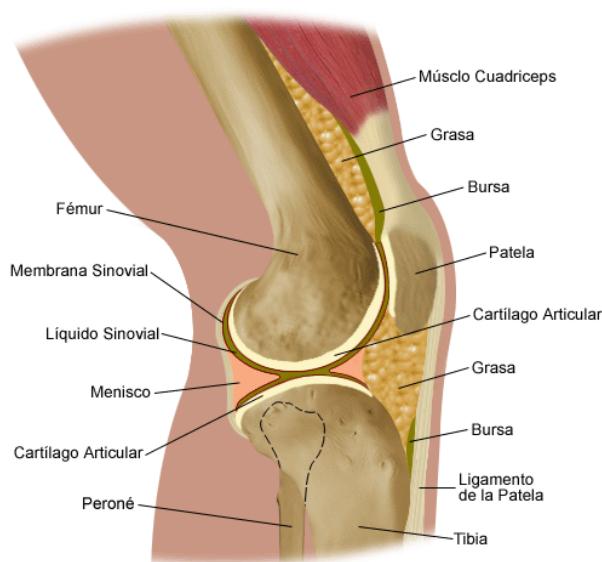


Fig. 2.1 Anatomía de la rodilla.

2.1.1. Huesos de la rodilla

■ Fémur

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

Es el hueso de mayor longitud del organismo y constituye por sí solo el esqueleto del muslo. En su extremidad superior se articula en la cadera con el hueso coxal, y cuenta con partes anatómicas bien diferenciadas: Cabeza, Cuello, Trocánter mayor y Trocánter menor (Fig. 2.2).

El extremo superior se continúa con el cuerpo del fémur, estructura tubular o diáfisis, de forma prismática, que sirve a la inserción de los músculos del muslo y transmite las líneas de fuerza desde el tronco a la rodilla.

Termina en el extremo inferior, el que, junto con la tibia, constituye la articulación principal de la rodilla. Está formada por dos eminencias óseas o cóndilos separados por una rampa o tróclea femoral. Sobre esta tróclea desliza la rótula.

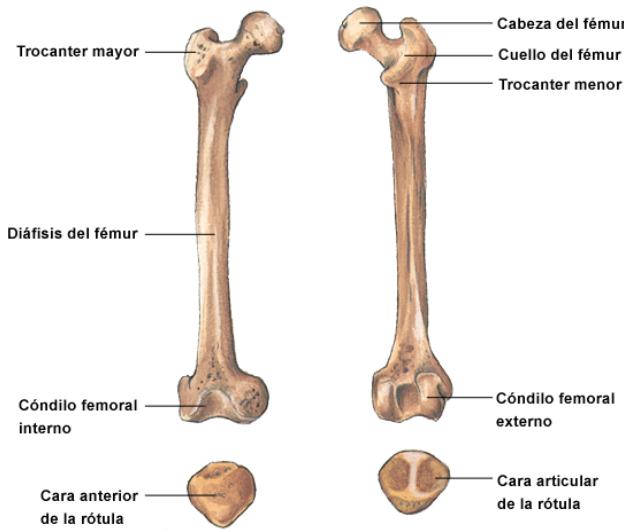


Fig. 2.2 Fémur y rótula (vistas anterior y posterior).

■ Rótula

Es un hueso aplanado, de apariencia redonda u ovalada, que se prolonga hacia abajo por su vértice o polo inferior.

Posee dos superficies, la cara anterior, convexa, que sirve de polea de reflexión a los tendones del cuádriceps y rotuliano. Y la cara posterior, orientada hacia el interior de la articulación. Presenta dos facetas, interna y externa, que contactan con los cóndilos femorales correspondientes, adaptando su forma cóncava a la convexidad de los cóndilos (Fig.2.2).

■ Tibia (Fig.2.3)

Junto con el peroné forma el esqueleto de la pierna, aunque es el más robusto de los dos, el que soporta el peso corporal y transmite las líneas de fuerza desde rodilla a tobillo.

Su porción superior es una plataforma dividida en dos platillos, interno y externo, que sirven de apoyo a los cóndilos femorales.

La porción inferior tiene una eminencia o maléolo interno del tobillo. Junto con el maléolo externo del peroné constituye una auténtica pinza que abraza al astrágalo.

Tibia y peroné contactan también en su porción superior en una articulación prácticamente fija, ya que sólo puede realizar movimientos de deslizamiento.

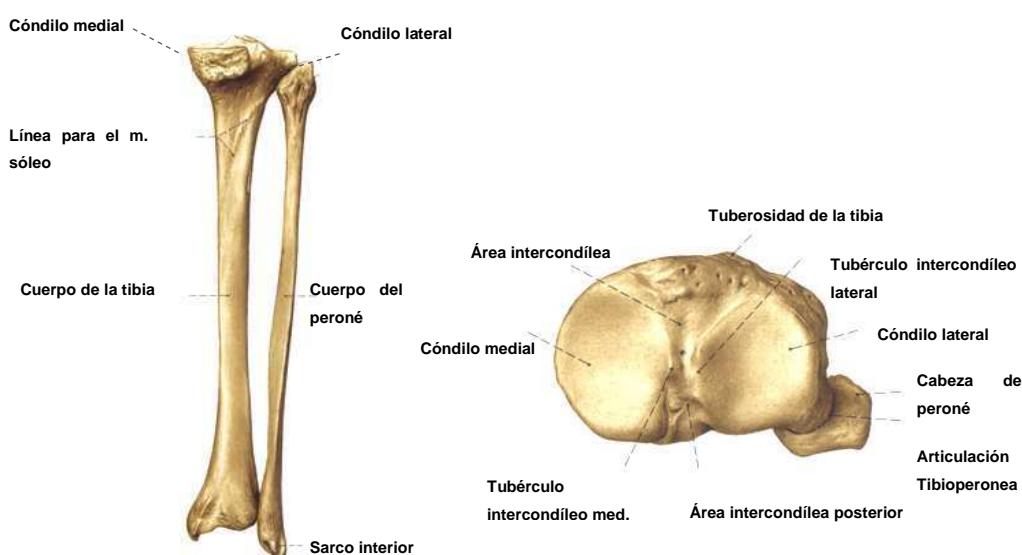


Fig. 2.3. Tibia y peroné (vistas frontal y proximal)

2.1.2. Cartílagos de la rodilla

Todas las superficies de deslizamiento articular están cubiertas por cartílagos protectores del hueso en las zonas de contacto.

Existe, por tanto, una cubierta cartilaginosa para ambos cóndilos femorales, platillos tibiales y facetas rotulianas.

La capa de cartílago es más gruesa en los puntos de mayor fricción. En el fémur lo es en la porción media de los cóndilos y en la garganta de la tróclea. En la tibia aumenta en el centro de las cavidades glenoideas o platillos, y disminuye en la periferia.

Los meniscos o fibro-cartílagos semilunares, interno y externo, constituyen otra forma de estructura cartilaginosa en el interior de la rodilla. Resultan esenciales en el juego femoro-tibial. Por una parte, debido a su sección prismática, adaptan la superficie de los cóndilos, convexos, a la de los platillos, prácticamente planos. Por otra, debido a su consistencia elástica, son unos perfectos amortiguadores en la transmisión del peso a través de los huesos de la rodilla.

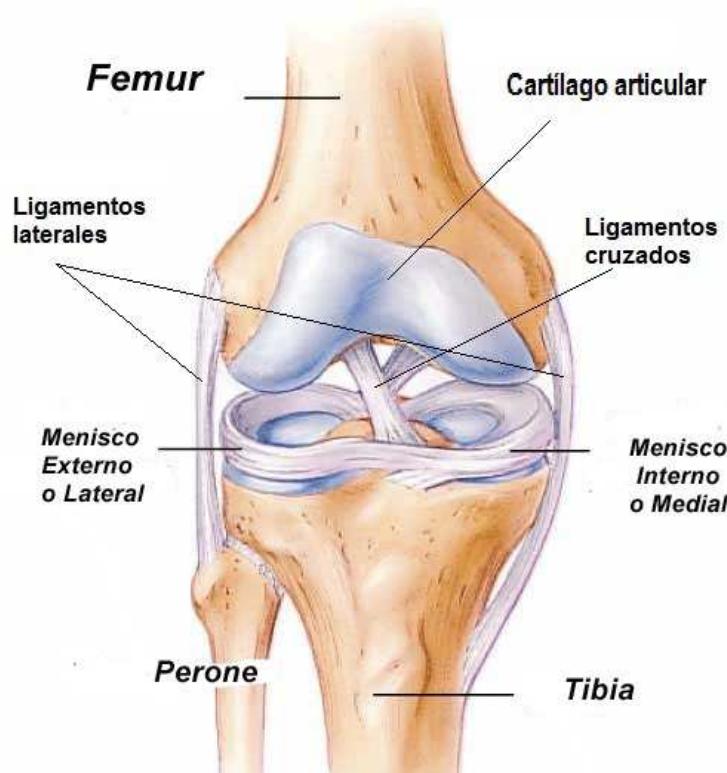


Fig.2.4 Cartílago articular del fémur, ligamentos laterales, ligamentos cruzados y meniscos.

Tienen forma de C, ya que corren paralelos al borde exterior de los dos platillos tibiales. El interno es mayor y más abierto. El externo, en cambio, es más grueso (Fig.2.4).

Ambos meniscos poseen anclajes que evitan su desplazamiento y los mantienen en su posición periférica. Los cuernos, anterior y posterior, de ambos meniscos poseen inserciones propias. Además, todo el contorno externo del menisco está unido a la cápsula articular, lo que ayuda a mantener su posición.

El ligamento menisco-femoral sujet a el cuerno posterior del menisco externo a la escotadura intercondílea (Fig.2.5).

El ligamento transverso une por delante los dos meniscos.

2.1.3. Elementos de contención articular

Toda articulación, para ser congruente y mantener unidos sus elementos, necesita de estructuras de cohesión. En la rodilla son:

- **Cápsula articular**

Es una vaina fibrosa que se extiende desde la extremidad inferior del fémur a la superior de la tibia, rodeando toda la articulación y dejando una solución de continuidad central, rodeando la rótula e insertándose en toda su periferia.

- **Ligamentos**

Son refuerzos de la cápsula que se oponen a los desplazamientos articulares más allá del límite permisible. Además de los ya mencionados, ligamento menisco-femoral y transverso, son:

- Ligamento lateral interno o ligamento colateral mediano (Fig.2.5). Une fémur y tibia en su región interna e impide la apertura de la rodilla hacia el valgo (apertura lateral interna en forma de “x”).
- Ligamento lateral externo o ligamento colateral lateral (Fig.2.5). Se extiende desde la porción lateral del cóndilo externo hasta la cabeza del peroné. Impide el desplazamiento lateral de la rodilla hacia el varo (apertura lateral externa en forma de “()”).
- Alerones rotulianos, refuerzos de la cápsula articular en su inserción rotuliana, fijan este hueso lateralmente a los cóndilos femorales. Existe, por tanto, un alerón interno y otro externo. El tendón del cuádriceps y el tendón rotuliano terminan de fijar la rótula en sentido vertical, hacia arriba y abajo respectivamente.

- Ligamentos cruzados, anterior y posterior (Fig.2.5). Fijan fémur y tibia, impidiendo el desplazamiento de ambos huesos sobre el pivote central más allá del límite de permisión (atrás-adelante).

El ligamento cruzado anterior se inserta en la espina tibial interna, recorre oblicuamente la escotadura intercondílea hasta su inserción proximal en un punto muy posterior y alto del cóndilo externo (de delante atrás y de dentro afuera). Éste impide que la tibia se desplace hacia adelante contra el fémur, lo que se conoce como fenómeno de cajón.

El cruzado posterior se cruza con el anterior en sentido antero-posterior y en sentido transversal. Desde su inserción anterior en el cóndilo interno, desciende oblicuamente por la escotadura intercondílea hasta un punto posterior de la superficie retroespinal (de atrás adelante y de fuera adentro). El cruzado posterior impide que la tibia se desplace hacia atrás.

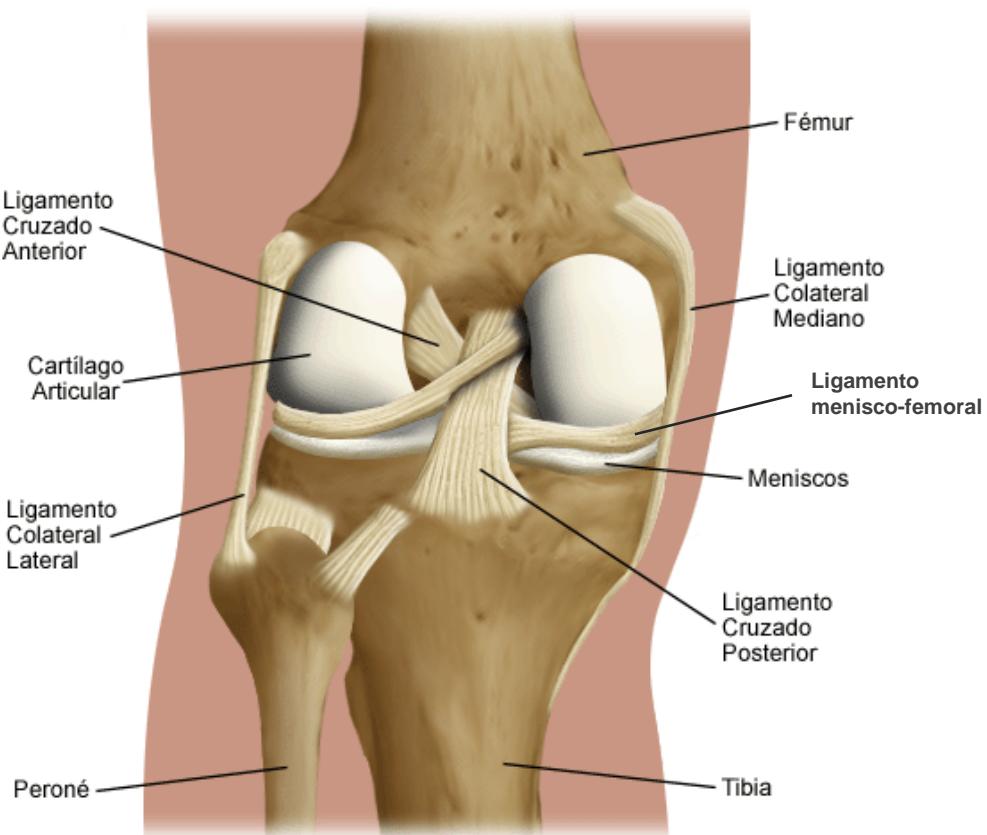


Fig. 2.5 Ligamentos de la rodilla. Rodilla izquierda, vista posterior.

▪ Membrana sinovial

Es una membrana que recubre toda la cápsula en su cara profunda, rodeando la rodilla y formando fondos de saco en el contorno de las superficies femoral y tibial (Fig.2.1). Por delante cubre el paquete adiposo de Hoffa, almohadilla que rellena el espacio anterior de la rodilla, entre el intercóndilo y el tendón rotuliano.

Su misión fundamental es la secreción y reabsorción del líquido sinovial que baña el interior articular y constituye el medio de lubricación de todo el engranaje. En caso de inflamación, se segregá mayor cantidad de líquido del que se puede reabsorber, originándose el derrame.

2.1.4. Músculos y tendones de la rodilla

La rodilla es cruzada por varios grupos musculares provenientes del muslo y de la pierna. Según su función, podemos dividirlos en flexores y extensores.

▪ Extensores

El músculo extensor más importante es el cuádriceps femoral que está constituido por el recto anterior, vasto interno, vasto intermedio y vasto externo (Fig.2.6). Todos ellos convergen en el potente tendón del cuádriceps, que se inserta en el polo superior de la rótula, se prolonga por encima de la rótula, y se convierte en el tendón rotuliano.

Su misión es la extensión de la rodilla. Debe lograrla manteniendo el equilibrio de la rótula, para que ésta deslice adecuadamente sobre la tróclea femoral.

La cintilla íleotibial o fascia lata cubre el muslo lateralmente y se inserta en el tubérculo de Gerdy, prominencia ósea de la tibia, entre la tuberosidad tibial y la cabeza del peroné. Este músculo produce fuerzas de flexión o extensión dependiendo de la posición de la rodilla.

▪ Flexores

Son músculos de la región posterior del muslo (Fig.2.6).

- Músculo semitendinoso.

- Músculo semimembranoso. Al igual que el semitendinoso, por su posición interna realiza una rotación interna de la pierna una vez que ha sido flexionada.
- Biceps femoral. Por su posición lateral, provoca una rotación externa después de la flexión.
- La pata de ganso es la inserción tendinosa común de los músculos semitendinoso, recto interno y sartorio. Este conjunto de músculos recibe también el nombre de músculos isquiotibiales.
- El músculo gastrocnemio (conocido como gemelo), también se inserta en la cara posterior del fémur y desciende hasta el talón, insertándose en el calcáneo por medio del tendón de Aquiles.
- El poplíteo, desde cóndilo externo a parte posterior de la tibia, además de flexionar la rodilla, le imprime una rotación externa.

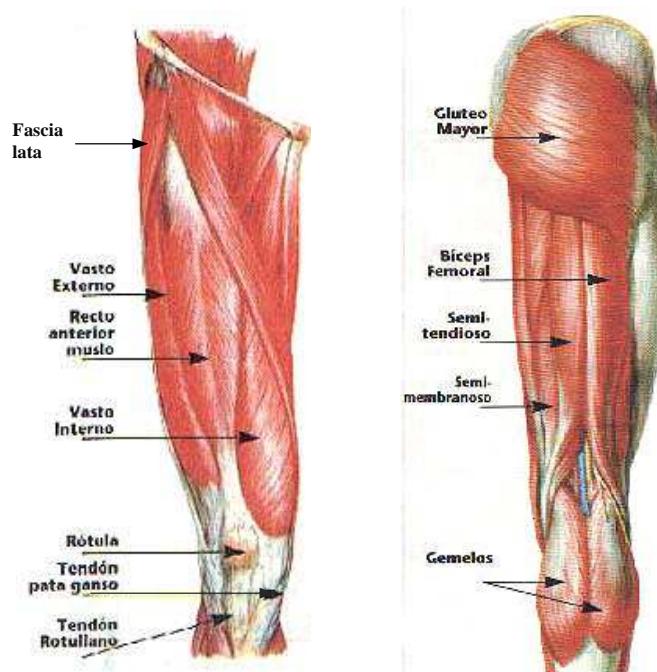


Fig. 2.6 Grupos musculares de la rodilla, vistas anterior y posterior.

2.1.5. Bursas

Son bolsas que cubren las zonas más protruyentes del esqueleto (Fig.2.1). Habitualmente vacías, se pueden llenar de un líquido seroso producido en su interior tras un estímulo traumático.

2.2. Características y propiedades del hueso humano

El tejido óseo forma la mayor parte del esqueleto, el armazón que soporta nuestro cuerpo, protege nuestros órganos y permite nuestros movimientos. De gran robustez y ligereza, el sistema óseo es un tejido dinámico, continuamente en fase de remodelación.

El esqueleto, a pesar de estar constituido en su mayor parte por matriz extracelular, es uno de los sistemas más dinámicos del organismo y presenta fenómenos de crecimiento, modelado, remodelado y reparación. La construcción de huesos continúa a lo largo de la vida, ya que nuestro cuerpo renueva y da forma constantemente al tejido vivo de los huesos. Al proceso continuo de destruir el tejido viejo y crear el nuevo se le llama remodelación. La remodelación ósea es llevada a cabo por los osteoclastos, que son las células encargadas de la destrucción del tejido viejo, y los osteoblastos, que construyen el nuevo. La remodelación ósea es un trabajo muy lento, de forma tal que tenemos el equivalente de un nuevo esqueleto cada siete años aproximadamente.

2.2.1. Estructura del hueso

En términos biológicos el hueso se describe como tejido conectivo. Como otros tejidos conjuntivos, el hueso o tejido óseo está constituido por una matriz en la que se encuentran células dispersas. La matriz ósea está compuesta por un 25% de agua, un 25% de proteínas y un 50% de sales minerales. Las sales minerales más abundantes son la **hydroxiapatita** (95% de fibras de colágeno reforzadas por depósitos de calcio y sales de fosfato) y el carbonato cálcico. Los componentes inorgánicos (hidroxiapatita mineral) le confieren la rigidez y resistencia a compresión y los elementos orgánicos (colágeno, proteoglicanos y proteínas no colágenas) contribuyen a sus propiedades a tracción.

Desde un punto de vista macroscópico, existen dos grandes tipos de tejido óseo (Fig. 2.7), el hueso **esponjoso** o trabecular y el hueso compacto o **cortical**. El hueso cortical constituye la mayor parte de la diáfisis de los huesos largos así como de la parte externa de todos los huesos del cuerpo. El hueso compacto proporciona protección y soporte, tiene una estructura de láminas o anillos concéntricos alrededor de canales centrales llamados canales de Havers que se extienden longitudinalmente.

El hueso trabecular se presenta en las regiones epifisaria y metafisaria de los huesos largos y en el interior de huesos menores y planos. El hueso esponjoso se denomina también trabecular porque está constituido por todo un entramado de material óseo, con estructura en forma de celdas tridimensionales, que se llaman trabéculas. Las trabéculas conectadas dan lugar a un aspecto esponjoso o espumado. En el interior de las trabéculas no hay vasos sanguíneos. El hueso esponjoso posee una gran área superficial.

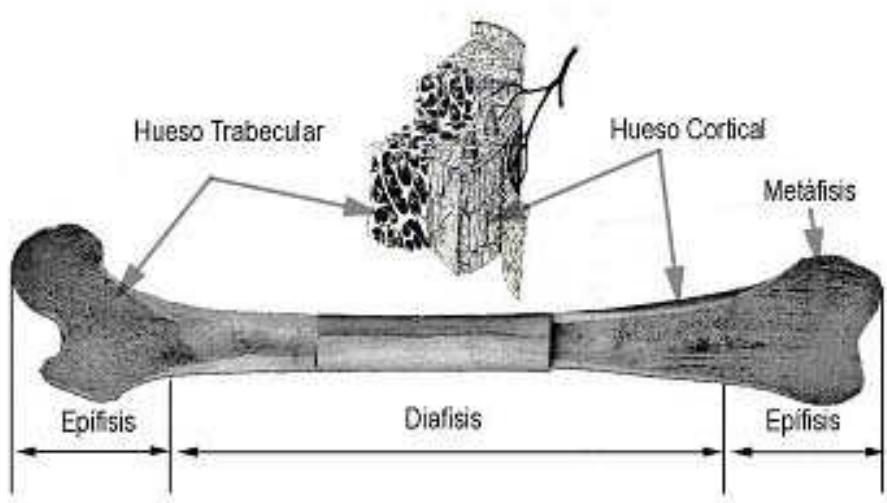


Figura 2.7 Hueso esponjoso y hueso cortical en un hueso largo

Se han estudiado las propiedades mecánicas de estos dos tipos de estructura ósea extensivamente (como Buckwalter et. al. 1995, Pettermann et. al 1997). La mayoría de los estudios están de acuerdo que el hueso cortical y el hueso esponjoso contienen la misma composición de la matriz y estructura, pero el hueso cortical tiene una porosidad mucho menor (1:5) que el hueso trabecular. La porosidad se define como el volumen de vacío por unidad de volumen de hueso, y representa la parte proporcional del hueso ocupado por médula ósea o material no-mineralizado que se encarga de la irrigación del hueso. El hueso compacto tiene una porosidad de aproximadamente 5 a 30% mientras que la porosidad del hueso trabecular es aproximadamente 30 a 90%. La geometría y orientación de las trabéculas contribuyen en el comportamiento anisotrópico estructural que es evidente tanto en el hueso trabecular, como en el hueso compacto. Los poros del hueso trabecular interconectados de forma irregular proporcionan una densidad aparente y unas propiedades mecánicas del hueso inconstantes. El módulo de elasticidad y la

resistencia a la fractura del hueso cortical pueden ser diez veces mayor que aquél de un volumen similar de hueso trabecular. El hueso esponjoso tiene aproximadamente veinte veces más superficie por unidad de volumen que el cortical, por lo cual se cree que debido a esta diferencia, el hueso esponjoso presenta habitualmente una mayor actividad metabólica y una mayor velocidad de remodelación, respondiendo más rápidamente a las cargas mecánicas que el hueso cortical. La característica porosa del hueso esponjoso tiene una función importante en la absorción de fuerzas en las articulaciones, **el reemplazo de la epífisis y del cartílago que la recubre por una prótesis**, unida al hueso por medio de un cemento óseo, **elimina la propiedad de absorción de impactos** lo cual **aumenta drásticamente las fuerzas transmitidas por la articulación**.

2.2.2. Tipos de huesos

El hueso puede ser clasificado según su geometría en tres grupos principales: huesos cortos, planos y largos o tubulares.

- Los huesos cortos miden aproximadamente lo mismo en todas las direcciones y son de forma trapezoidal, cuboidal, cuneiforme o irregular. Están constituidos por tejido esponjoso revestido exteriormente por una delgada capa de tejido compacto ocupan zonas del cuerpo que realizan movimientos poco extensos pero de mucho esfuerzo. Son huesos cortos las vértebras, huesos del carpo, muñeca, tarso o tobillo.
- Los huesos planos tienen una dimensión que es mucho menor que las otras dos, entre ellos están la escápula y las crestas del ilión.
- Los huesos largos tienen una dimensión que es mucho mayor que las otras dos, como por ejemplo el fémur, la tibia, el húmero, los metacarpianos, los metatarsianos y las falanges. Los huesos largos se describen basándose en su composición como muestra la figura 2.7. Estos tienen una zona tubular formada en su mayoría por hueso cortical denominada eje del hueso o diáfisis. En los extremos del hueso la diáfisis se transforma en una zona más amplia compuesta por hueso trabecular denominada epífisis que se articula con otros huesos y está protegida por una capa de cartílago de hialina llamado cartílago articular. La diáfisis es una estructura que rodea la cavidad medular. En el canal medular se encuentra alojada la médula ósea que tiene como función la irrigación a las células óseas, por lo que cualquier problema que presente la médula afecta las funciones del hueso. Entre la epífisis y la diáfisis hay una zona creciente durante el desarrollo que se llama metáfisis. El grueso hueso cortical en la diáfisis proporciona resistencia a la torsión y a la flexión.

En la epífisis el apoyo de la delgada capa cortical que cubre al hueso trabecular distribuye cargas mecánicas de las superficies articulares al árbol del hueso y permite mayor deformación, ayudando a absorber las cargas de impacto aplicadas en las articulaciones sinoviales (Fig. 2.8). Los huesos se encuentran recubiertos por una membrana que ayuda a su crecimiento, el periostio externo y endostio interno, este último separa el hueso de la médula.

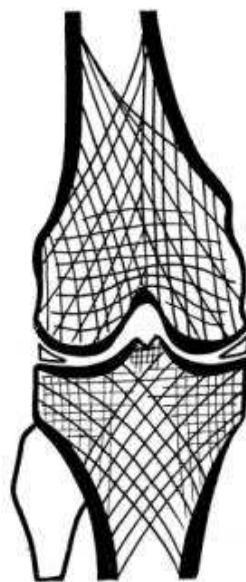


Fig.2.8 Líneas de fuerza en los huesos de la articulación de la rodilla.

2.2.3. Resistencia y propiedades mecánicas de los huesos

En el cuerpo humano, los huesos tienen seis funciones que cumplir y para las cuales están diseñados óptimamente, éstas son: soporte, locomoción, protección de órganos, almacén de componentes químicos, alimentación y trasmisión del sonido.

La función de soporte es muy obvia en las piernas: los músculos se ligan a los huesos por tendones y ligamentos y el sistema de huesos y músculos soporta el cuerpo entero. La estructura de soporte puede verse afectada con la edad y la presencia de ciertas enfermedades.

De la misma manera que las vigas que forman la parte medular de un edificio, los huesos son sometidos a pruebas mecánicas que determinan su resistencia ante las fuerzas a las que pueden estar sujetos, que se reducen a las de tensión, compresión y

torsión. El estudio de las propiedades mecánicas del hueso permite predecir las fuerzas que el hueso es capaz de resistir, las posibles consecuencias de las enfermedades, entender el efecto de envejecimiento y otras características.

El hueso está compuesto de pequeños cristales minerales de hueso duro atados a una matriz de colágeno flexible. Estos componentes tienen propiedades mecánicas diferentes, sin embargo, la combinación produce un material fuerte como el granito en compresión y 25 veces más fuerte que el granito bajo tensión (tabla 2.1). La resistencia máxima a tensión se ha considerado como la propiedad mecánica más importante de esta estructura. Por consiguiente, la mayoría de las pruebas hechas para estudiar las propiedades mecánicas de los huesos han sido a tracción con probetas orientadas a lo largo del eje axial de los huesos.

<i>Material</i>	<i>Esfuerzo de compresión para rompimiento</i>	<i>Esfuerzo de tensión para rompimiento</i>	<i>Módulo de Young de elasticidad</i>
	(N/mm ²)	(N/mm ²)	(x 10 ² N/mm ²)
Acero duro	552	827	2070
Granito	145	4.8	517
Concreto	21	2.1	165
Roble	59	117	110
Porcelana	552	55	—
Hueso compacto	170	120	179
Hueso trabecular	2.2	—	0.76

Tabla 2.1. Propiedades mécanicas de los huesos y otros materiales

Avances recientes en las mediciones de la densidad ósea han permitido determinar la **relación** que existe entre la **densidad** y las **propiedades mecánicas del hueso**. Con los niveles de grises obtenidos en los escáneres (Peng et al, 2007; Pérez et al 2010).

2.2.4. Densidad ósea

La estructura ósea del cuerpo humano tiene un amplio rango de densidades, desde el hueso compacto o cortical (1,92 g/cm³) al hueso esponjoso o trabecular (0,5 g/cm³).

La densíometría ósea es la prueba que mide la densidad ósea. La edad es el mejor predictor de masa ósea. Durante el crecimiento la masa ósea se incrementa progresivamente hasta los 30 años y luego comienza una declinación progresiva de la

masa ósea total en hombres y en mujeres. Entre los 30 y los 80 años el calcio total disminuye un 20%. Esta disminución es mayor en el hueso trabecular de la columna, donde es del 60%.

Las mujeres tienen una densidad ósea menor que los hombres. Además, después de la menopausia pierden hueso rápidamente por un período que dura unos 10 años. La herencia determina en un 80% el nivel de masa ósea máximo que un individuo alcanza y también la tasa de pérdida. Los negros tienen mayor densidad ósea, alcanzan mayor masa ósea y la tasa de pérdida es menor comparado con los blancos y con los asiáticos.

Otro factor determinante en la densidad ósea es el esfuerzo al que está sometido el hueso. Ley de Wolff: " Todo cambio en la forma y función de un hueso o en su función solamente, es seguido por ciertos cambios definidos en su arquitectura interna y por una alteración secundaria igualmente definida en su conformación externa, de conformidad con leyes matemáticas". Es decir, el hueso responde en función de las fuerzas que se aplican sobre él. Por lo tanto **si hay tensión habrá más formación ósea, y si no hay tensión habrá más reabsorción**.

Algunas investigaciones sobre el efecto del ejercicio y sobre la densidad mineral ósea han podido demostrar que el estímulo mecánico, la actividad muscular y la gravedad, son capaces de iniciar en las células óseas el programa genético para su crecimiento y diferenciación, estimulando el remodelado óseo tanto a nivel trabecular como cortical. Por otra parte se sabe que el ejercicio incrementa la matriz de colágeno en el fémur de ratas adultas. Si este programa se encuentra asociado a la ingesta de calcio y a la terapia hormonal de sustitución los resultados son excelentes.

La osteoporosis es una disminución de la masa ósea y de su resistencia mecánica que ocasiona susceptibilidad para las fracturas. Es la principal causa de fracturas óseas en mujeres después de la menopausia y ancianos en general.

2.3. Biomecánica de la rodilla

El conocimiento de la locomoción humana normal es la base del tratamiento sistemático y del manejo de la marcha patológica. Especialmente cuando se usan prótesis.

2.3.1. La marcha normal

La locomoción humana normal se ha descrito como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad. Más específicamente, la locomoción humana normal puede describirse enumerando algunas de sus características. Aunque existen pequeñas diferencias en la forma de la marcha de un individuo a otro, estas diferencias caen dentro de pequeños límites.

El ciclo de la marcha comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo pie. Los dos mayores componentes del ciclo de la marcha son: la fase de apoyo y la fase de balanceo (Fig. 2.9.). Una pierna está en fase de apoyo cuando está en contacto con el suelo y está en fase de balanceo cuando no contacta con el suelo.

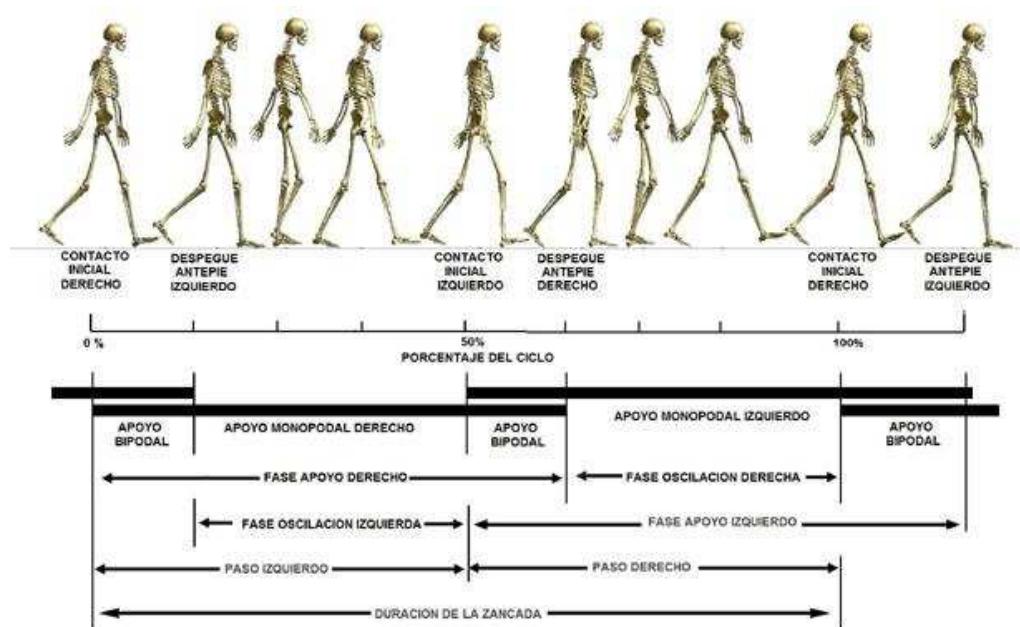


Fig. 2.9 Ciclo de la marcha.

- Fase de apoyo

Se inicia cuando el talón de una extremidad contacta con el suelo y finaliza cuando los dedos del pie dejan de contactar con él. Esta fase se subdivide en:

- *Apoyo o contacto del talón.*
- *Apoyo plantar:* contacto de la parte anterior del pie con el suelo. En este momento, la extremidad debe mantenerse por detrás de la vertical.
- *Apoyo medio del pie:* el centro de gravedad se desplaza hacia delante y, en este momento, el trocánter mayor está alineado verticalmente con el centro del pie desde el plano sagital.
- *Despegue del talón:* el talón pierde contacto con el suelo, gesto impulsivo ascendente, desplazándose el centro de gravedad hasta quedar por delante del pie.
- *Despegue del antepie:* los dedos se elevan del suelo, perdiendo el contacto con él y proporcionando una fuerza de propulsión hacia delante. Justo en este momento, se inicia la fase de balanceo.

La fase de apoyo puede también dividirse en intervalos con los términos de aceptación del peso, apoyo medio y despegue. El intervalo de aceptación del peso empieza en el contacto del talón y termina con el apoyo plantar. El intervalo de apoyo medio empieza con el apoyo plantar y termina con la elevación del talón al despegue del talón. El despegue se extiende desde la elevación de los dedos (Fig.2.10).

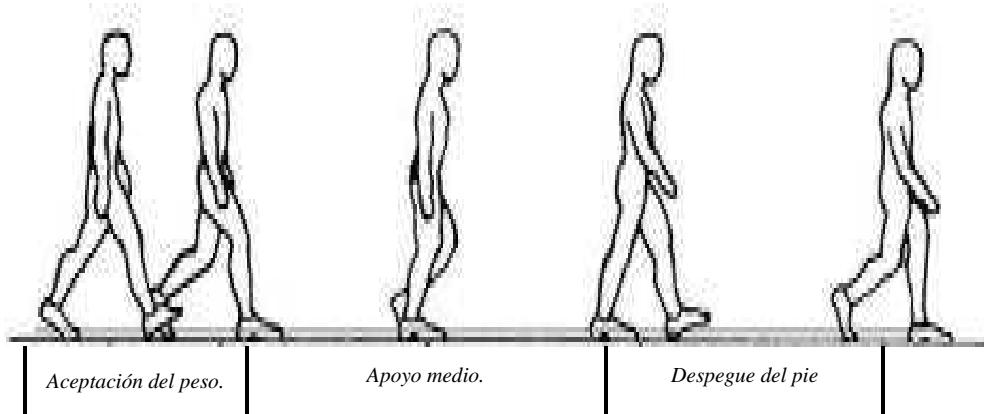


Fig. 2.10 Subdivisiones de la fase de apoyo.

- Fase de balanceo

Se inicia cuando los dedos del pie dejan de contactar con el suelo y finaliza cuando el talón vuelve a contactar con el mismo. Esta fase se subdivide en (Fig.2.11):

- *Oscilación inicial o aceleración*: el MMIF correspondiente tiende a continuar con la aceleración obtenida por el impulso.
- *Balanceo medio*: exige una retracción de toda la extremidad inferior para evitar que la pierna tropiece o roce contra el suelo.
- *Desaceleración*: antes del apoyo del talón. La pierna comienza a desacelerarse; el movimiento de la pierna hacia delante se frena para controlar la posición del pie antes de la fase de “aterrizaje”.

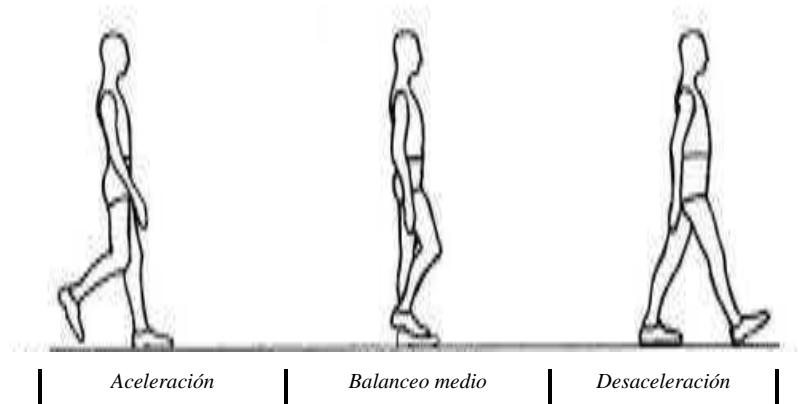


Fig. 2.11 Subdivisiones de la fase de balanceo.

La repetición continuada y alterna de estas fases con cada extremidad, constituyen el ciclo de la marcha.

Durante la marcha normal, existe un periodo de DOBLE APOYO, tiempo durante el cual ambas extremidades están en contacto con el suelo al mismo tiempo. Esto ocurre entre el despegue del talón de una extremidad y los periodos de choque de talón y apoyo plantar de la otra.

El tiempo de “doble apoyo” es directamente proporcional al ritmo del paso. A medida que la cadencia disminuye, incrementa el doble apoyo y, si por el contrario, aumenta la velocidad, disminuye el tiempo de doble apoyo.

■ Otros parámetros

- *Amplitud del paso simple*: como la distancia entre los centros de ambas huellas de los pies proyectadas en la línea media de progresión de la marcha.
- *Amplitud del paso doble*: distancia entre dos huellas consecutivas del mismo pie.
- *Anchura del paso*.
- *Ángulo bipodal*: ángulo que se forma entre la línea de progresión de la marcha y el eje longitudinal del pie.

2.3.2 Línea del centro de gravedad

En la marcha normal, el centro de gravedad describe una curva sinusoidal tanto en el plano vertical como en el horizontal. La amplitud de ambos desplazamientos es de unos 4-5 cm., con lo que el movimiento del centro de gravedad describe una figura en “8”, que ocupa aproximadamente un cuadro de 5 cm. de lado. Dicha trayectoria se realiza mediante 5 mecanismos distintos y coordinados:

■ Rotación pélvica

Durante la marcha, la pelvis gira alternativamente en el plano horizontal hacia delante y atrás. La magnitud de esta rotación es de unos 4 ° a cada lado, es decir, 8° en total. Puesto que la pelvis es una estructura rígida, dicha rotación se produce de manera alternante en cada cadera.

■ Basculación pélvica

En el plano frontal, la pelvis sufre una basculación alternante de unos 5°, de tal forma que sufre una inclinación hacia el lado de la pierna oscilante. Para permitirlo, la rodilla de esta extremidad debe flexionarse para que los dedos del pie que se balancea queden separados del suelo.

Por medio de la rotación y de la basculación se disminuye el desplazamiento vertical del centro de gravedad en un 50%, consiguiendo con ello un menor consumo energético.

- Flexión de la rodilla durante el apoyo

La rodilla también contribuye a disminuir el desplazamiento del centro de gravedad al estar en una discreta flexión de unos 15° en el momento en el que el cuerpo pasa por encima de la pierna que apoya (con lo que también se reduce el desplazamiento vertical del centro de gravedad, que normalmente ya sube durante la fase de apoyo).

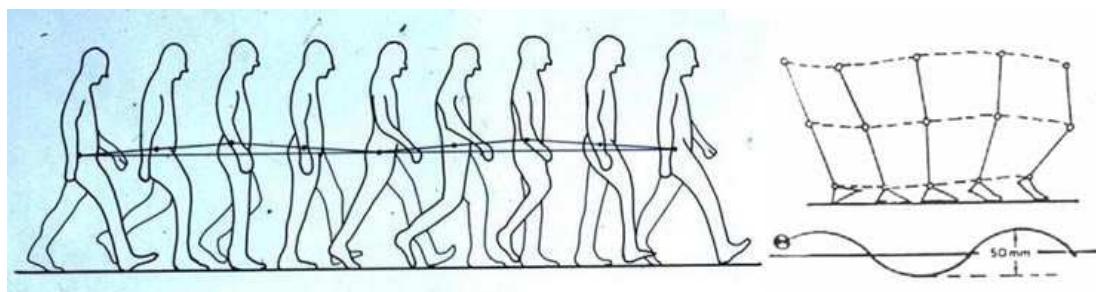


Fig. 2.12 Desplazamiento vertical del centro de gravedad.

- Mecanismos del pie y de la rodilla

Cuando el talón establece contacto con el suelo, el pie está en dorsiflexión y la rodilla en extensión completa, de manera que las inflexiones abruptas del arco de desplazamiento del centro de gravedad se convierten en ondas sinusoidales continuas (Fig. 2.12).

Después se produce la flexión plantar rápida del pie, de forma que cuando éste se encuentra totalmente apoyado en el suelo, en la fase de apoyo plantar, desciende el centro de rotación del tobillo. Tras esto, el talón se eleva del suelo y con ello asciende nuevamente el centro del tobillo. Estos movimientos del pie y del talón aislan la trayectoria del centro de gravedad cuando se combinan con el movimiento de rodilla.

- Desplazamiento lateral de la pélvica

Con el fin de conservar el equilibrio del cuerpo durante la marcha, es necesario llevar el eje de gravedad sobre un pie y después sobre el contrario. Si las extremidades inferiores fuesen completamente paralelas, el desplazamiento del centro de gravedad sería tres veces más amplio de lo que ocurre en el hombre, gracias a un cierto grado de anulación

tibia femoral o a una cierta aducción de cadera. Solo así es posible disminuir el desplazamiento del centro de gravedad en el plano lateral.

2.3.3. Métodos de estudio de la marcha

El estudio biomecánico de la locomoción humana incluye el de sus movimientos, cinemática, y el de las fuerzas que actúan sobre ella, cinética.

La descripción que se presenta a continuación se centra en el análisis de la marcha normal que deriva de la cinética y de la cinemática en la articulación de la rodilla, describiendo el movimiento que se produce en cada fase de la marcha desde los planos corporales sagital y frontal:

- Movimiento en el plano sagital entre el contacto del talón y el punto de apoyo medio.
 - Análisis cinemático.

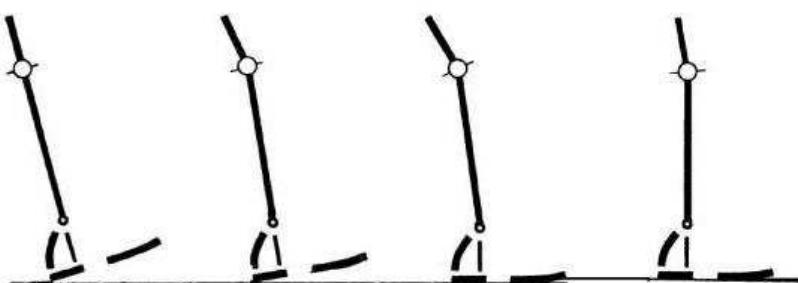


Fig.2.13 Análisis cinemático de la rodilla. Movimiento en el plano sagital entre el contacto del talón y el punto de apoyo del pie.

- Inmediatamente antes de que el talón contacte con el suelo: la articulación de la rodilla está en extensión completa.
- Simultáneamente con el contacto del talón: la articulación empieza a flexionar y continúa haciéndolo hasta que la planta del pie está plana en el suelo.
- Inmediatamente después de haber alcanzado la posición plana del pie: la rodilla está aproximadamente a 15-20° de flexión y empieza a moverse en dirección a la extensión.
- En el apoyo medio: la rodilla está aproximadamente a 10° de flexión y continúa moviéndose hacia la extensión.

- Análisis cinético

Fuerzas externas (fig.2.14):

- Inmediatamente después del contacto con el talón: El talón empieza a empujar hacia delante contra el suelo. El peso corporal apoyado sobre la pierna empieza a aumentar rápidamente. La resultante de las fuerzas verticales y anteriores pasa por detrás de la rodilla, produciendo un momento de flexión.
- Entre el pie apoyado completamente y el apoyo medio: La magnitud de este momento mecánico que flexiona la rodilla alcanza un valor máximo de, aproximadamente 40 Nw.m.

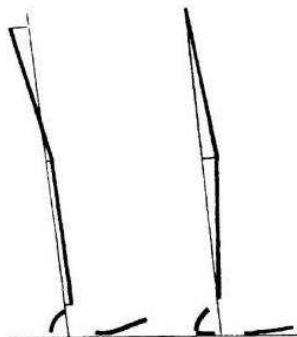


Fig. 1.14 Análisis cinético de la rodilla, movimiento en el plano sagital entre el contacto del talón y el punto de apoyo del pie, fuerzas externas.

Fuerzas internas:

- Al contacto con el talón: el cuadriceps se va alargando por una contracción excéntrica para controlar la articulación de la rodilla, conforme se mueve de una extensión completa a una posición de 15 ó 20 grados de flexión.
- Inmediatamente después de que el pie está plano en el suelo: La naturaleza de la actividad del cuádriceps cambia de una contracción excéntrica (alargamiento) a una contracción concéntrica (acortamiento).
- Entre el pie plano en el suelo y el apoyo medio: El cuadriceps actúa extendiendo el muslo de la pierna, la rodilla flexionada se mueve en la dirección de la extensión, como resultado de una contracción concéntrica y de una aceleración hacia delante del centro de gravedad, producido por el despegue del miembro opuesto.

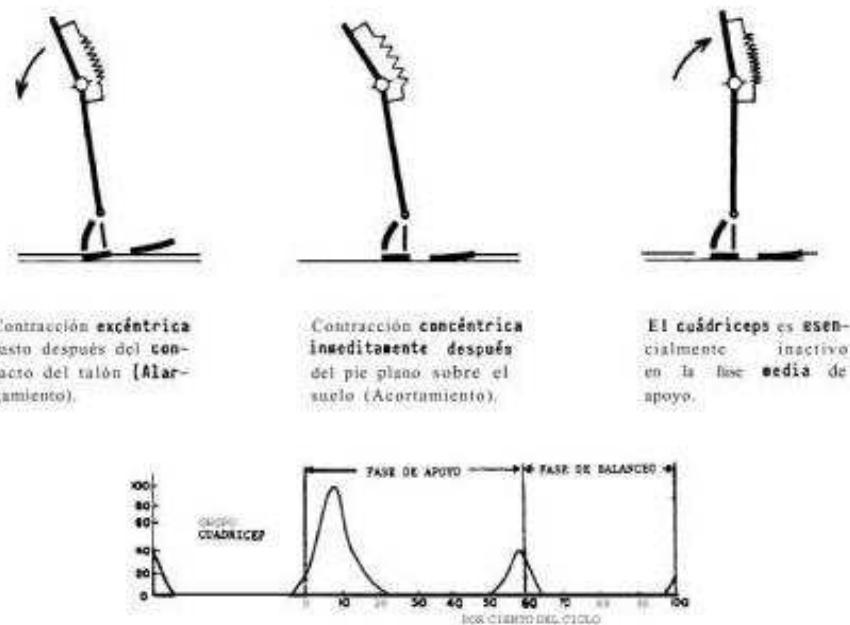


Fig. 1.15. Análisis cinético de la rodilla, movimiento en el plano sagital entre el contacto del talón y el punto de apoyo del pie, fuerzas internas.

- Movimiento en el plano sagital entre el apoyo medio y el despegue del pie.
 - Análisis cinemático
 - En el apoyo medio: la articulación de la rodilla está a 10 grados de flexión, moviéndose hacia la extensión
 - Inmediatamente antes de que el talón pierda contacto con el suelo: La rodilla tiene 4 grados de extensión completa.
 - Entre el despegue del talón y el de los dedos: la articulación de la rodilla se mueve de casi una completa extensión a unos 40° de flexión.

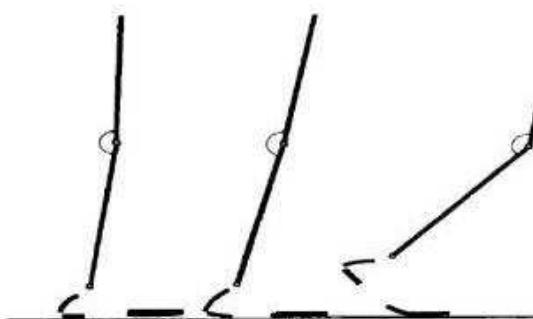


Fig.2.16. Análisis cinemático de la rodilla, movimiento en el plano sagital entre el apoyo medio y el despegue del pie.

- Análisis cinético

Fuerzas externas:

- En el apoyo medio: la resultante de las fuerzas de reacción del suelo, pasan detrás de la articulación de la rodilla y generan un momento de flexión.
- Entre el apoyo medio y el despegue del talón: Como el cuerpo se mueven hacia delante sobre la pierna en que se apoya, la fuerza resultante también se mueve hacia delante, reduciendo la magnitud del momento de flexión.
- En el despegue del talón: La fuerza resultante continúa moviéndose hacia delante de la articulación de la rodilla y actúa extendiéndola. La máxima actividad de los flexores plantares del tobillo ocurre en el momento en que la fuerza resultante pasa por delante de la articulación de la rodilla.
- Después del despegue del talón: la resultante de la reacción del suelo pasa por detrás de la rodilla, tendiendo a flexionarla de nuevo.
- La magnitud del momento de flexión actuando sobre la rodilla, continúa hasta alcanzar el apoyo doble y el peso del cuerpo empieza a desplazarse a la extremidad opuesta, reduciendo el momento de flexión de la rodilla.

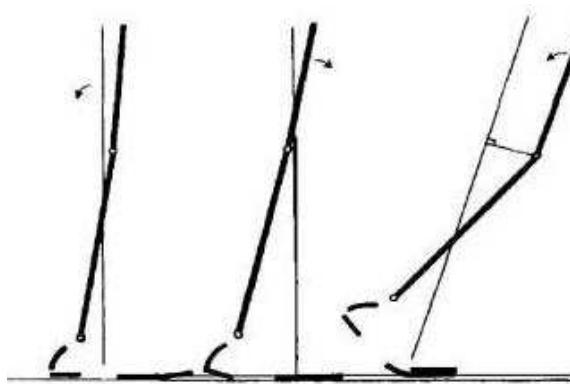


Fig.2.17. Análisis cinético de la rodilla, movimiento en el plano sagital entre el apoyo medio y el despegue del pie, fuerzas externas.

Fuerzas internas:

Cuando la reacción del suelo pasa por delante de la rodilla, se genera un momento de fuerzas en extensión y no se necesita ninguna reacción de los músculos extensores de la rodilla para controlar su estabilidad. El gastrocnemio, además de su acción sobre el tobillo, probablemente ayuda a evitar la hiperextensión de la rodilla. Entre la elevación del talón y el despegue del pie la reacción del suelo produce un momento de flexión en la rodilla. La acción del cuádriceps hacia el final de la fase de apoyo ayuda a controlar la potencia y cantidad de flexión de la rodilla.

- Movimiento en el plano sagital durante la fase de balanceo.

Entre el despegue del pie y la parte media del balanceo: la rodilla se flexiona de una posición inicial de unos 40° a un ángulo de máxima flexión, de aproximadamente 65°. La acción del cuádriceps ayuda a prevenir una elevación excesiva del tacón y también contribuye a una aceleración hacia delante de la pierna.

Entre la fase media de balanceo y el contacto del talón: la rodilla se extiende hasta la extensión completa en el último instante de la fase de balanceo. La acción de los músculos isquiotibiales durante la última parte de este intervalo, ayuda a desacelerar el balanceo de la pierna hacia delante y ayuda a controlar la posición del pie, conforme se acerca al suelo.

- Movimiento en el plano frontal.

Los movimientos que se observan en este plano son mucho más pequeños que los que se ven en el sagital. El movimiento de la rodilla en el plano frontal es mínimo durante la fase de apoyo. Hay cierta tendencia hacia una ligera ABD de la tibia al contacto con el talón pero inmediatamente después de la reacción del suelo tiende a producir la ADD de la tibia.

2.3.4. Estabilidad de la articulación

La rodilla es entonces una articulación poco congruente y de una movilidad tal que le impide cualquier forma de estabilidad a causa de su diseño anatómico.

La estabilidad necesaria es provista por elementos pasivos y activos.

▪ Estabilizadores pasivos

- Estabilidad frontal por acción de los ligamentos laterales.
- Estabilidad sagital por acción del eje central: ligamento cruzado anterior (LCA) y posterior (LCP); el primero garantiza que no se produzca subluxación tibial anterior durante la flexión, y el segundo que no se produzca subluxación posterior durante la extensión.
- Estabilidad de la rotación en extensión, merced a la tensión de todas las estructuras ligamentarias, por encaje del macizo de las espinas tibiales en la escotadura intercondílea, bloqueando de ese modo la rodilla.
- Estabilidad de la rotación en flexión por enrollamiento del pivote central en rotación interna y de los ligamentos laterales en rotación externa.

▪ Estabilizadores activos

Aparato extensor formado por la continuidad del cuádriceps, la rótula y el tendón rotuliano.

La estabilización activa y pasiva sólo se puede alcanzar a la perfección en un miembro inferior con centrado normal.

Una desviación angular acentuada precipita la claudicación del sistema a raíz de la gran magnitud de las fuerzas que se aplican contra una superficie estimada entre 765 y 1.150 mm²:

- de 1,3 a 1,8 veces el peso del cuerpo durante la marcha llana;
- de 5 a 7 al subir o bajar escaleras;
- hasta 20 veces durante la práctica deportiva.

La pregunta es, entonces, si hay que tratar de recrear una rodilla protésica fisiológica, o bien tomar distancia y confiar al diseño de los implantes la pesada carga de garantizar su propia estabilidad a expensas de un compromiso cinemático.

2.4. Artroplastia de rodilla

2.4.1. Definición

La artroplastia o reemplazo total de rodilla, consiste en una operación quirúrgica en la que se realiza la reconstrucción de la articulación de la rodilla destruida o anquilosada, mediante resección de las superficies articulares y la interposición de una prótesis para recuperar la función y suprimir el dolor.

La operación básicamente consiste en realizar una incisión a través de la piel, músculo y otros tejidos que proporcione la exposición de la rodilla. Despues se provoca una luxación de la rótula hacia fuera y se procede a la extracción de meniscos, osteofitos y ligamento cruzado anterior. Posteriormente el cirujano corta y retira las superficies de hueso y cartílago dañadas y realiza el equilibrado ligamentario para acomodar la prótesis. Las resecciones óseas son tres: tibial, femoral (distal, anterior y posterior) y rotuliana (la mayoría de los casos requiere resección de la cara interior de la rótula). Los cortes se realizan con los ángulos adecuados de modo que los huesos queden alineados de forma correcta una vez se hayan introducido los implantes. Se fija la prótesis (Fig.2.18), una parte al extremo del fémur y la otra fijada a la tibia, y ambas partes a la parte inferior de la rótula, utilizando para ello un cemento óseo especial, y se coloca la componente tibial de polietileno sobre la componte metálica. Una vez fijada la prótesis se comprueba el correcto movimiento de flexo-extensión. Por último el cirujano reparará los músculos y tendones alrededor de la nueva articulación y cerrará la incisión quirúrgica.

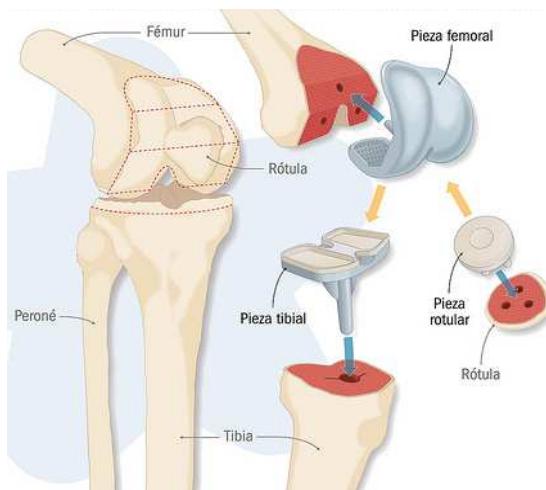


Fig. 2.18. Artroplástia total de rodilla

2.4.2. Reseña histórica

Algunos de los principales puntos de referencia en la historia de las artroplastias de rodilla son los siguientes:

- Verneuil en 1860 sugiere la interposición de tejidos blandos para la reconstrucción de la superficie articular de la rodilla.
- En 1891, Gluck fue el primero en crear una prótesis intercondílea de marfil para tratar una osteoartritis tuberculosa.
- Murphy en 1913, Putti en 1920 y Albee en 1928 intentaron la resuperficialización mediante interposición de tejido autólogo.
- Boyle en 1938 y Campbell en 1940 efectuaron los primeros reemplazos condíleos aislados con implantes metálicos.
- Mac Keever en 1950 y Macintosh después, diseñaron los primeros platillos tibiales metálicos.



Fig. 2.19 Prótesis constreñidas «en bisagra» de primera generación: Guepar – Gwschend – Lagrange Letournel.

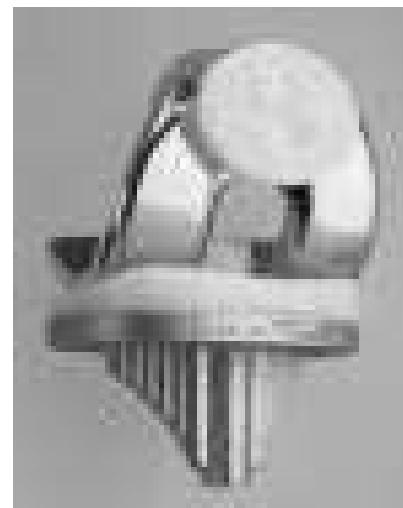


Fig. 2.20 Prótesis de deslizamiento con estabilización posterior (Scorpio insert fijo).

- En Francia, en 1947, Robert y Jean Judet implantaron una prótesis bicompartimental de acrílico en un paciente con anquilosis de rodilla, ésta fue la primera prótesis acrílica con charnela, cuyo principio fue mantenido y mejorado por Walldius en 1951, y más tarde por Shiers, quienes crearon las primeras bisagras metálicas. Pronto los siguió Merle d'Aubigné en Francia. Comenzó entonces la era de las prótesis de bisagra. El grupo Guepar concibió en 1967 la Guepar I y un año después la Guepar II (Fig.2.19). Se puede decir que esta prótesis está constreñida, desde el punto

de vista del concepto biomecánico, se asemeja a la prótesis de bisagra de Lagrange-Letournel. Estas prótesis de charnela permiten, de entrada, mantener la movilidad y estabilidad, corrigiendo las desalineaciones y las rigideces. Emplean generalmente vástagos intramedulares y poseen un eje o bisagra que permite un único grado de libertad de movimiento en flexo-extensión. Esta limitación excesiva del movimiento genera complicaciones mecánicas importantes (aflojamientos y fracturas).

- En la generación siguiente de prótesis de rodilla se suprimió totalmente la charnela siguiendo las ideas previas de Macintosh, que empleó en 1958 insertos acrílicos independientes para sustituir los platillos tibiales afectados, dando lugar a prótesis por deslizamiento (Fig.2.20). En 1968, con el canadiense Gunston, comenzó realmente la era moderna de la artroplastia de rodilla. Gunston diseñó la primera prótesis total de deslizamiento, formada por dos implantes condíleos metálicos hemisféricos, ubicados frente a dos carriles tibiales de polietileno. Para el correcto funcionamiento de este nuevo tipo de prótesis era necesaria una buena fijación de los componentes, lo que impulsó a emplear el cemento óseo. Este nuevo diseño permitía la rotación de la rodilla normal, y por tanto, presentaba menos complicaciones que las anteriores.
- En 1972, a partir de los trabajos de Mac Keever, Macintosh y Gunston, Marmor se inspiró para desarrollar el concepto de la rodilla Modular-Marmor, formada por elementos acoplados y a la vez separados para cada uno de los dos compartimentos femorotibiales. Así se creó el concepto de la prótesis unicompartmental.
- En 1973, Insall y Walker crearon la prótesis Total Condylar (Fig.2.21), inspiradora de todas las prótesis de deslizamiento actuales. Ellos optaron por sacrificar los dos ligamentos cruzados. Preocupado por mejorar los rendimientos de su prótesis, Insall se decide luego por una meseta tibial provista de un espolón central que impide la subluxación posterior del componente tibial. Así se planteó el concepto de estabilización posterior.



Fig.2.21 Prótesis Total Condylar, Insall-Ranawat-Walker.

- Casi de forma simultánea, Slegde y Ewald desarrollaron en Boston la Kinematic, que conserva el ligamento cruzado posterior, mientras que Cloutier, en 1975, decide conservar los dos ligamentos cruzados. Comenzó entonces el debate acerca de la conservación parcial o total del pivote central.
- Preocupados por reproducir el juego meniscal en los movimientos de flexión-extensión y rotación, Goodfellow y O'Connor en 1978, y después Buechel y Pappas en 1979, crearon las primeras prótesis con superficies de apoyo móviles («Oxford Knee» y «New Jersey low contact stress»).
- Lemaire explicó las ventajas teóricas vinculadas a este concepto:
 - mejora de la cinemática protésica, más cercana a la fisiológica;
 - disminución de la incidencia de los problemas femoropatelares gracias a la alineación automática en rotación de la tibia por debajo del fémur;
 - mayor longevidad merced a la reducción de las fuerzas de cizallamiento, fuente de aflojamiento, y por el menor desgaste del polietileno. La teoría sigue siendo atractiva, pero los resultados clínicos no son concluyentes.
- En 1980, Hungerford fue el primero en crear una prótesis sin cemento (prótesis PCA). Los componentes se revisten con varias capas de esferas metálicas que permiten la colonización ósea y la fijación directa del implante.
- En 1986, Hollister y Kester fueron los primeros en estudiar la cinemática de la rodilla a través del eje transepicondíleo. En este caso, los cóndilos adoptan forma circular y no elíptica.

Los múltiples centros de rotación instantánea que se describieron durante estudios previos en perfil estricto, se sustituyeron por un solo centro de rotación. El desarrollo secundario de esos trabajos hicieron posible, desde 1996, que la prótesis Scorpio tuviera un radio de curvatura anteroposterior constante desde 15° en extensión hasta 75° en flexión. De ese modo se facilita el equilibrio ligamentario: la tensión de los ligamentos laterales es uniforme en casi toda la amplitud de los movimientos. El brazo de palanca del cuádriceps aumenta por simple prolongación de la distancia entre el centro único de rotación y el centro de la rótula.

2.4.3. Clasificación de las prótesis de rodilla

Las prótesis de rodilla pueden clasificarse de diferentes formas.

- En función de la cantidad de superficie articular sustituida se clasifican en monocompartimentales, bicompartmentales y tricompartimentales.
 - Monocompartimentales: están diseñadas para reemplazar solo una parte de la rodilla dañada, la superficie de apoyo de la tibia y el fémur o la patela, ya sea en el componente lateral, medial o patelofemoral de la articulación. Los compartimentos no reemplazados permanecen intactos (Fig.2.22-A y B). Presenta dos componentes:
 - Componente femoral: lámina metálica de superficie convexa, y
 - componente tibial: lámina semicircular de polietileno (esta lámina puede estar libre o fijada a otra de titanio), o
 - componente patelar, colocado en la carilla articular de la rótula, fabricado en polietileno recubierto de titanio.



Fig.2.22 Prótesis de rodilla monocompartimentales, A- femoro tibial, B- femoropatelar.

- Bicompartmentales: reemplazan las superficies articulares del fémur y la tibia en ambos compartimentos, medial y lateral, dejando intacto el de la patela (Fig.2.23). Consta de los componentes:
 - Componente femoral: lámina metálica acoplada a los cóndilos,
 - componente tibial: componente metálico fijado a la tibia,
 - inserto tibial: componente de polietileno de alto peso molecular, colocado sobre el componente metálico,



Fig.2.23 Prótesis de rodilla bicompartmental

- Cuando el cartílago está dañado en toda la superficie de la rodilla, es necesaria la sustitución de todo este cartílago por una Prótesis total de rodilla o tricompartmental (resección de los dos cóndilos del femur, de la superficie de la tibia y de la superficie de la rótula). Además de los componentes de las prótesis bicompartimentales consta de un componente patelar, colocado en la carilla articular de la rótula, fabricado en polietileno recubierto de titanio (Fig.2.24).



Fig.2.24 Prótesis de rodilla tricompartmental.

- En función del estado del ligamento cruzado posterior (LCP).
 - Prótesis con conservación del LCP. En el caso de que continúe siendo un ligamento funcional. Estas prótesis se caracterizan por tener el platiño tibial plano, que permite el movimiento de rodadura posterior del fémur sobre la tibia cuando se flexiona la rodilla.
 - Prótesis estabilizadora posterior (Fig.2.25), prótesis que simula la función del LCP cuando éste ha sido reseccionado. Existen especialistas que aconsejan la resección del LCP en todos los casos en que se utilice una prótesis total de rodilla, aunque el ligamento no se haya visto afectado.



Fig. 2.25 Prótesis estabilizadora posterior

- En función del grado de restricción impuesto al movimiento se clasifican en no constreñidas, semiconstreñidas y constreñidas.
 - Prótesis constreñidas, únicamente permiten uno o dos grados de libertad al movimiento de la articulación, por ejemplo la prótesis de charnela solo la flexo-extensión. Por causa de complicaciones mecánicas importantes (aflojamientos y fracturas) debidas a la excesiva limitación del movimiento, se aconseja en la actualidad la utilización de PTR móviles.

- Las prótesis de deslizamiento, tanto las prótesis no constreñidas como las semiconstreñidas se caracterizan por la falta de unión fija entre la componente femoral y tibial, el diseño y la cinemática de las mismas afianzan la estabilidad, en coordinación con las formaciones periféricas musculoligamentarias. Las prótesis no constreñidas, no imponen ninguna restricción al movimiento y suelen tener superficies de contacto poco congruentes.
 - Las prótesis semiconstreñidas poseen algún tipo de limitación al movimiento por medio de vástagos centrales o superficies más congruentes como las estabilizadoras posteriores (Fig.2.25).
- En función de la movilidad de la superficie articular de polietileno,
- Prótesis con inserto de polietileno móvil (Fig.2.26)
Las prótesis de rodilla móviles llevan un inserto de polietileno que puede moverse dentro de la rodilla artificial, permitiendo un movimiento más natural de la rodilla y reduciendo el desgaste del polietileno en los pacientes más activos. Estas prótesis son más apropiadas para uso en pacientes jóvenes con alto nivel de actividad.
 - Prótesis con inserto de polietileno fijo (Fig. 2.27)
Durante muchos años las prótesis con inserto de polietileno fijo han sido el reemplazo total de rodilla más aplicado. Las prótesis con inserto de polietileno fijo dan excelentes resultados a largo plazo, particularmente en pacientes con bajo nivel de actividad.



Fig. 2.26 PTR con inserto de polietileno móvil

Fig. 2.27 PTR con inserto de polietileno fijo.

- En función del sistema de fijación requerido para colocar la prótesis.

- No cementadas

Fijación de los componentes protésicos sin cemento óseo, a presión (**press-fit**), roscados, atornillados (Fig.2.28), autoexpandibles, etc. Suelen ser porosos en la superficie que contacta con el hueso. Son utilizados nuevos materiales (tantalio) o nuevas superficies protésicas (superficies rugosas, con microesferas, cubiertas de sustancias osteoconductivas como la hidroxiapatita, etc.), lo que favorece la osteointegración y el anclaje directo de los implantes al hueso.

La ausencia de partículas de cemento óseo duro es la ventaja principal en este tipo de fijación, con lo que se evitan posibles complicaciones derivadas de las mezclas del cemento o de la técnica de cementación empleada.

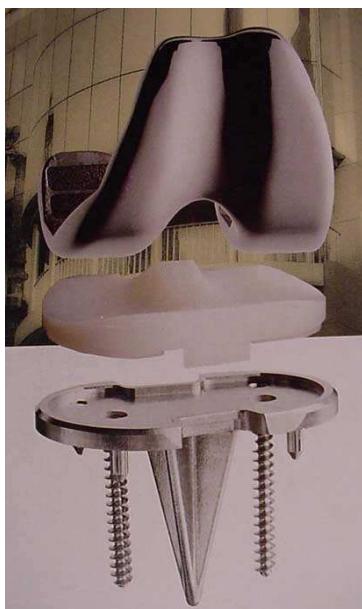


Fig. 2.28 Prótesis de rodilla con fijación atornillada.

- Cementadas

Adherencia de los componentes protésicos con cemento óseo. Se efectúa mediante un cemento acrílico de polimetilmetacrilato (PMMA). El cemento, al fraguar en un corto periodo de tiempo en una reacción exotérmica, rellena las celdillas óseas fijando el implante al hueso esponjoso y cortical.

Entre las ventajas de la fijación con cemento óseo se encuentran:

- Requiere cortes menos precisos.
- Permiten impregnar la interfaz con antibióticos.
- Reducen la pérdida ósea cuando se retiran los componentes fijos.
- No requieren retrasar la carga sobre el miembro intervenido.
- Los implantes son más baratos.
- Amortigua.
- “seals” la superficie articular

Entre los inconvenientes destacan:

- Requiere mayor tiempo quirúrgico para la mezcla y fraguado del cemento.
- Puede que la interfaz de cemento sea menos duradera en pacientes muy jóvenes.
- Requiere la extracción de cemento en caso de cirugía de revisión.
- Problemas circulatorios.
- La cementación puede conllevar graves complicaciones derivadas de las mezclas del cemento o de la técnica de cementación empleada, como osteólisis, roturas del cemento o aflojamientos protésicos.

- En función del contacto entre las superficies actuantes se clasifican:
 - Prótesis congruentes
La geometría del área de contacto es próxima a una línea, lo que se traduce en elevadas presiones de contacto. Tienen movilidad elevada y riesgo de aflojamiento.
 - Prótesis ultracongruentes
En este caso hay grandes áreas de contacto, y por tanto menores presiones de contacto. Tienen movilidad más restringida y menor riesgo de aflojamiento que las prótesis congruentes.

El rozamiento entre el metal y el polietileno hace que se desgarren partículas de polietileno del inserto tibial y pasen al sistema circulatorio o se esparzan por la articulación. Esto puede generar infecciones y el rechazo de la prótesis por parte del sistema inmunológico. La lucha de los fabricantes de prótesis se centra en este aspecto fabricando polietilenos de ultra alta densidad, muy resistentes y diseñando articulaciones cada vez más congruentes que disminuyen el rozamiento entre las superficies.

2.4.4. Materiales de las prótesis de rodilla

Generalmente se utiliza un componente femoral metálico, «Vitallium®» (65% cobalto, 30% cromo, 5% molibdeno) y una insercción de polietileno de ultra alto peso molecular (ultra high molecular weight polyethylene o UHMWPE) sobre el platillo tibial metálico, aleación de titanio (Ti6Al4V).

El acero no se utiliza por su gran fragilidad en cuanto a la reducida sección en los aceros colados, y su alto coste en los forjados. Por otra parte, las ventajas de las aleaciones de cromo- cobalto son las de ofrecer la máxima resistencia a fractura, fatiga y desgaste y de ser tras las aleaciones de titanio las más resistentes a la corrosión, además de ofrecer un mejor pulido y lisura que permite mejorar y hacer durar más el deslizamiento sobre el polietileno. El titanio, por su parte, goza de la ventaja de un módulo de Young o de elasticidad más cercano al hueso que el de las aleaciones de cromo-cobalto, que evita la osteólisis por transmisión de cargas, y una mayor biocompatibilidad, pero plantea el problema de la rugosidad de su superficie y de su baja resistencia a la fricción que hace que no sea una aleación óptima en las superficies convexas de rozamiento de las artroplastias (cóndilos en la rodilla y cabeza de fémur en las caderas).

Por otro lado, hay que destacar la aparición de un nuevo material en ortopedia protésica, (más presente en prótesis de cadera), el tantalio poroso, Metal Óseo Trabecular (TBM), es el nuevo metal desarrollado como resultado de la investigación y estudio de biomateriales para cirugía protésica articular. Presenta propiedades similares al titanio, como la elevada biocompatibilidad y un módulo de elasticidad menor que las aleaciones de acero y cromo- cobalto, pero su superficie permite una mayor porosidad. Es lo más parecido que existe al hueso y sus propiedades físicas y mecánicas se asemejan al tejido óseo más que ningún otro metal protésico. Su configuración y su textura extremadamente porosa es ideal para el crecimiento del tejido vascularizado y su microestructura trabecular es altamente osteoconductiva, permitiendo la más rápida y extensiva infiltración en el hueso para conseguir la osteointegración más fuerte, segura y duradera que existe. Su uso está aumentando aunque se ve limitado por su alto precio.

Se han realizando estudios con ambos componentes de polietileno u óxido de zirconio y polietileno (pero es excesivamente débil).

2.4.5 Biomecánica de las sustituciones de rodilla

La transmisión de carga a través de una articulación de rodilla con prótesis no varía sustancialmente de la de una rodilla normal en cuanto a magnitud de las fuerzas resultantes. Sin embargo, el punto de aplicación de dichas fuerzas si requiere ser estudiado nuevamente para el caso de las prótesis.

Las prótesis existentes presentan un amplio rango de curvaturas de los cóndilos tibiales que varían desde una geometría casi plana, en prótesis con conservación de los ligamentos cruzados, a geometrías con mayores curvaturas en prótesis con sacrificio de los estos ligamentos, en los que dicha curvatura proporciona cierta restricción al movimiento de la articulación. Mientras que en las articulaciones normales las fuerzas se transmiten entre las superficies articulares perpendicularmente a éstas, debido al prácticamente inexistente rozamiento, en las prótesis independientemente de su curvatura, al ser mayor el rozamiento, las fuerzas no se transmiten en dicha dirección, aunque como el rozamiento es también muy pequeño puede suponerse a efectos prácticos que si sigue dicha dirección.

Por ejemplo si se considera que durante la marcha normal la relación entre la carga axial que soporta la articulación y la fuerza máxima que soportan los ligamentos cruzados es de 4:1, representa que la fuerza intraarticular total tiene una inclinación de 22° respecto a la superficie tibial. Este hecho implica, en cuanto al diseño de la prótesis de rodilla con resección de los cruzados, que si se pretende reemplazar la función de los ligamentos cruzados mediante la curvatura en el plano sagital del componente tibial, éste debe de tener al menos una angulación anterior de 22° (Fig.2.29).

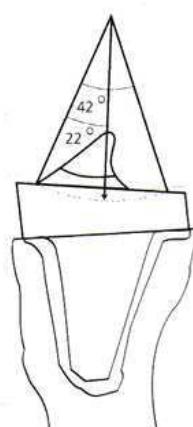


Fig.2.29 Angulación anterior de 22° en PRT con resección LC.

La resección del LCP provoca un desplazamiento anterior del punto de aplicación de la fuerza de contacto entre las superficies articulares (Fig.2.30), que se localiza en el centro y es de mayor longitud cuando existe el ligamento.

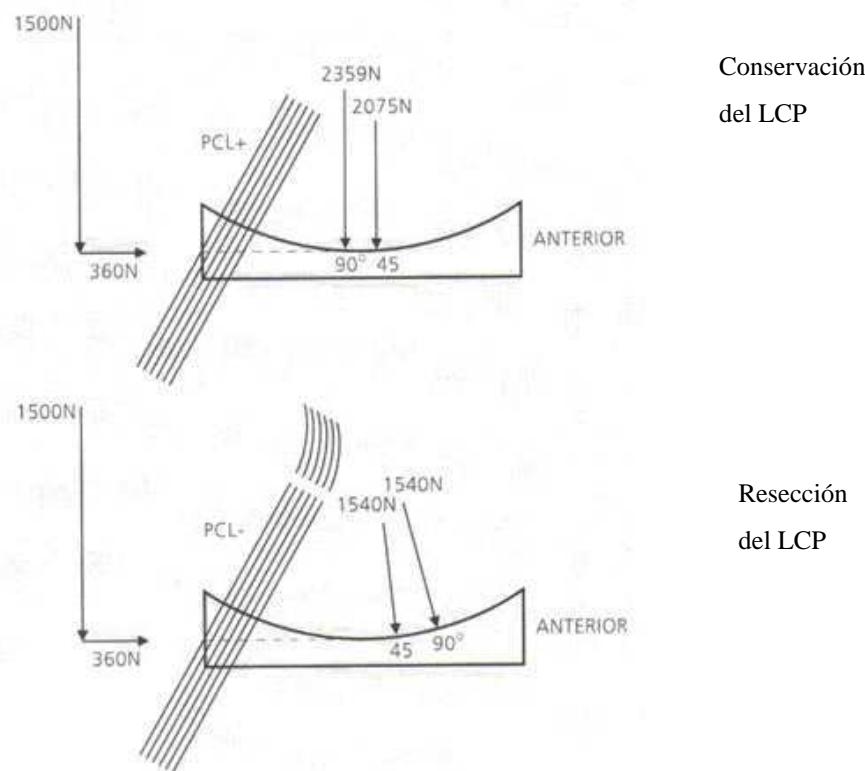


Fig. 2.30 Desplazamiento anterior del punto de aplicación de la fuerza de contacto entre las superficies articulares con resección del LCP.

En aquellas prótesis que no dispongan de tal angulación será previsible un desplazamiento articular importante que sobrecargaría los medios de contención secundarios, principalmente los ligamentos colaterales. Si no se desea diseñar la prótesis con dicha inclinación o si no es apropiado permitir que el punto de contacto se desplace hacia la posición extrema anterior, cabe la posibilidad de emplear mecanismos suplementarios como el vástago central en la prótesis estabilizadora posterior.

En cuanto al equilibrio de la articulación en el plano frontal, éste se establece mediante principios semejantes al de la rodilla sana, aunque con algunas particularidades. Por un

lado, variar los brazos de palanca W con los que actúan los ligamentos laterales al variar la distancia entre los cóndilos en las prótesis (Fig. 2.31).

Puesto que el momento estabilizador del ligamento colateral lateral frente a momentos externos en varo es proporcional a la distancia del ligamento al punto de apoyo del cóndilo medial W, si se puede elegir entre una prótesis cuya distancia W sea de 50 mm y otra con una distancia de 55 mm, en idénticas condiciones esta última proporciona una reducción de la magnitud de la fuerza ligamentaria del 20%, disminuyendo consecuentemente la fuerza de contacto intraarticular con los beneficios que ello reporta.



Fig. 2.31 Efecto estabilizante del ligamento colateral lateral frente a momentos de varo.

Para que actúen los ligamentos colaterales es necesario el despegue del cóndilo. En algunos diseños de prótesis esto puede dar como resultado una geometría inadecuada de las superficies en contacto. Por ejemplo, aquellas prótesis cuyas superficies de contacto son planas en su proyección antero-posterior, la angulación de la articulación conlleva una disminución del área de contacto en el borde lateral aumentando excesivamente las tensiones de contacto. Sin embargo, las prótesis con superficies curvas que mantienen el área de contacto constante son más deseables.

2.4.6 Factores de diseño de sustituciones protésicas de rodilla

Los factores más importantes a tener en cuenta en el diseño de sustituciones protésicas de rodilla son la durabilidad, la resistencia y la función, que sólo pueden conseguirse mediante una combinación de diseño, instrumentación y técnica quirúrgica adecuadas. Los resultados de las prótesis de rodilla obtenidos en los últimos treinta años sugieren que pueden lograrse funciones comparables con diseños que van desde la artroplastia unicompartmental hasta las articuladas fijas. Los estudios biomecánicos, por otra parte, revelan numerosas diferencias en la cinemática, la actividad muscular y sugieren que los diseños condíleos anatómicos proporcionan una función más cercana a la de la rodilla normal. Sin embargo, dichos diseños exigen una cirugía más precisa y prolongada en contraste con los diseños articulados.

Además, los nuevos diseños condíleos presentan problemas aún por resolver como el desgaste excesivo, la deformación del componente de polietileno y el aflojamiento.

■ Diseño de las superficies protésicas

El diseño de las superficies articulares de las prótesis de rodilla tiene importantes consecuencias en la posterior función de la articulación, siendo la congruencia entre las mismas uno de los factores más relevantes.

Si hay **una elevada congruencia** entre las superficies del platillo tibial y las de los cóndilos femorales y se conservan los ligamentos cruzados o al menos el posterior, éstos pueden estar sometidos a un sobre-estiramiento elevado restringiendo el rango de movimiento de la articulación. Una elevada congruencia articular significa también que gran parte de las fuerzas cortantes y los momentos de torsión deben ser soportados por los componentes del implante y son transmitidos por ellos a la interfaz implante-hueso con consecuencias adversas para la fijación.

Por el contrario, si hay **poca congruencia** entre las superficies, el excesivo desplazamiento anterior o posterior de los puntos de contacto del fémur sobre la componente tibial puede provocar aflojamiento de la misma. Desde el punto de vista mecánico uno de los principales inconvenientes de las prótesis con superficies incongruentes (platillo tibial plano) es el elevado nivel de tensiones de contacto que se produce debido al pequeño tamaño del área de contacto a través de la cual debe

transmitirse la carga. En el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) que se emplea de forma extendida en la fabricación del platillo tibial, la tensión que se genera entre superficies de contacto incongruentes bajo cargas fisiológicas supera los valores de fluencia a compresión y a cortante, de modo que en el polietileno pueden darse fallos del material por mecanismos de fatiga.

Por todo ello, las superficies parcialmente congruentes parecen ser la elección de compromiso, de forma que tanto las características del movimiento, como la fijación y las tensiones de contacto sean satisfactorias.

Desde el punto de vista clínico la mayor parte de las prótesis de rodilla contemporáneas, que presentan una amplia variación de geometría de las superficies y de características de laxitud, parecen tener unas propiedades muy similares en términos de rango de movimiento y funcionalidad. Sin embargo, esta similitud puede deberse a que las técnicas empleadas no sean lo suficientemente precisas para detectar las diferencias que pudiesen existir.

Para el diseño de las superficies articulares es necesario tener en cuenta especificaciones basadas en el movimiento, la laxitud, la estabilidad y las tensiones de contacto, Walker (1988) propone un método para el diseño de estas superficies basado en cuatro fases:

- Definición de la geometría de los cóndilos femorales.
- Especificación del movimiento de la articulación.
- Desplazamiento de la superficie femoral a lo largo del camino especificado para el movimiento, con el fin de generar la superficie del platillo tibial.
- Evaluación de las tensiones de contacto que se generan con las superficies definidas y comprobación de su adecuación a los límites.

Para la **generación de la geometría del componente femoral** puede acudirse a criterios como el empleo de superficies que reproducen el trayecto de los centros instantáneos de rotación, el empleo de una geometría que se aproxime a la anatómica y que sea compatible la conservación de las fijaciones ligamentarias, la mecánica femoro-rotuliana normal y la envoltura articular de los tejidos blandos. La **superficie tibial** se determina como la **envolvente de la superficie femoral** al hacer mover el fémur respecto a la tibia siguiendo unos patrones de movimiento tridimensional medios. Las superficies así generadas corresponderían a la **huella** que quedaría sobre la **superficie de cera** al ir haciendo moverse el fémur sobre ella.

La figura 2.32 muestra la representación en malla de alambre del modelo matemático de los cóndilos femorales (Walker,1988). Los cóndilos medial y lateral se asumen iguales de forma que las geometrías que se obtienen como promedio de ambas.

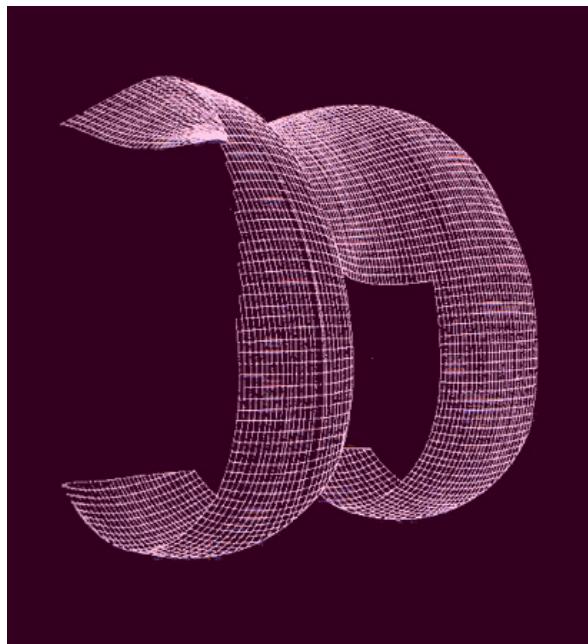


Fig. 2.32 Representación en malla de alambre del modelo matemático de los cóndilos femorales (Walker,1988).

El movimiento característico de la rodilla se determina experimentalmente con especímenes cadávericos fijando la tibia y haciendo que el fémur describa un movimiento a lo largo de todo su rango de flexo-extensión, mediante la tracción del tendón del cuadriceps, registrando su posición tridimensional en cada instante expresada por tres ángulos (flexo-extensión, varo-valgo y rotación interna-externa) y la posición relativa del fémur respecto a la tibia.

Para definir **la geometría de la componente tibial** se selecciona un patrón de movimiento del fémur respecto a la tibia. El patrón de movimiento consiste en múltiples posiciones sucesivas discretas del fémur de 0° a 135° de flexión. Para cada posición se determina sobre los puntos de una malla rectangular plana, que simula la superficie tibial, las alturas mínimas de la superficie del fémur (Fig. 2.33).

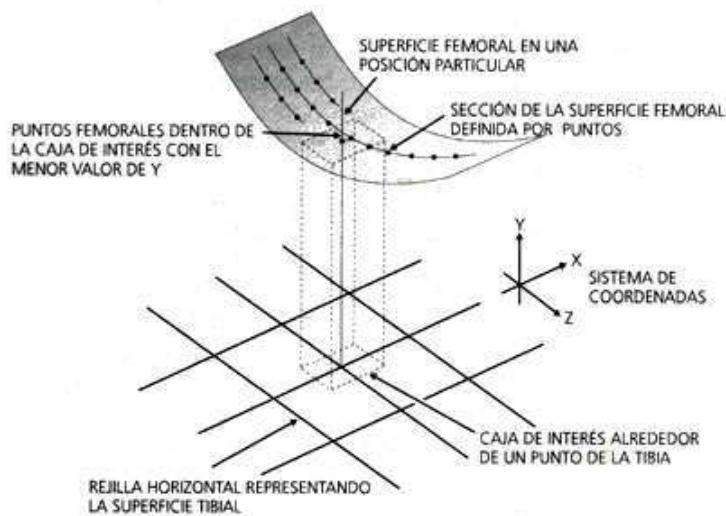


Fig. 2.33 Determinación de forma iterativa de la superficie tibial en prótesis de rodilla.

Para cada patrón de movimiento del fémur se determina, por tanto, una geometría tibial diferente (Fig. 2.34). En general, las geometrías presentan una superficie más curvada en la zona medial y una más plana en la lateral respondiendo al mayor acoplamiento entre la rotación y el desplazamiento anteroposterior.

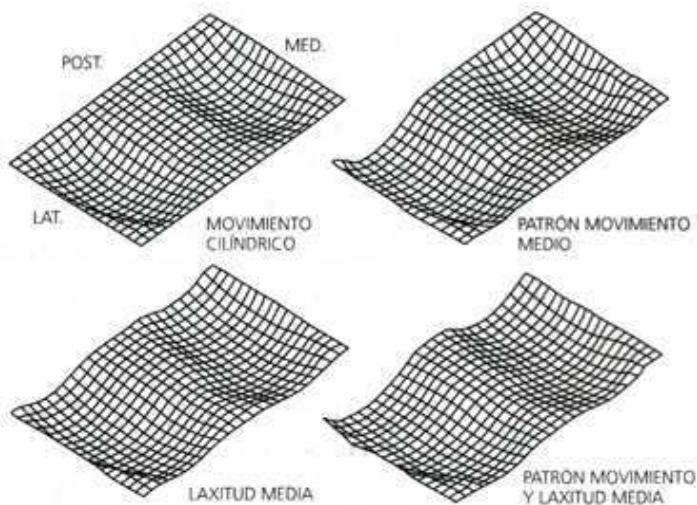


Fig. 2.34 Superficies tibiales obtenidas con diferentes patrones de movimiento.

Para evaluar los niveles tensionales de contacto generados en las superficies tibiales se emplea la teoría de contacto entre cuerpos elásticos, suponiendo una carga intra-articular de 1000 N y considerando el área de contacto definida como los puntos más

cercanos entre las superficies. Las tensiones máximas generadas con el fémur en flexión son mayores que en extensión debido a la menor congruencia entre las superficies en todos los casos. La superficie generada mediante el movimiento cilíndrico (suponiendo el eje de flexión fijo) es la que proporciona los menores niveles tensionales, pues es la que presenta mayor congruencia, mientras que una superficie completamente plana da los niveles más altos. Estas configuraciones representan los valores de tensión extremos mientras que el resto de superficies dan valores intermedios.

Un factor importante en las superficies protésicas es la estabilidad. En general, aunque una prótesis absolutamente no constreñida puede obtener una función adecuada (en el caso de preservar los ligamentos), si además posee una estabilidad intrínseca (debida a la geometría de las superficies e independiente de los ligamentos) (Fig. 2.35) la versatilidad y confianza de la misma se ve reforzada.

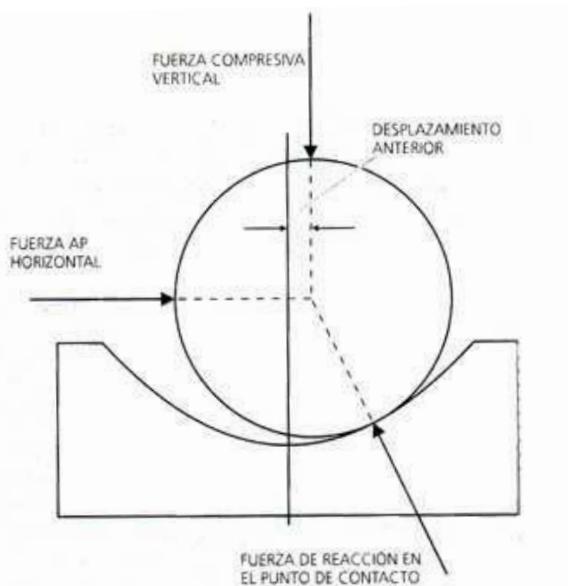


Fig. 2.35 Estabilidad intrínseca de las superficies de contacto en una prótesis con congruencia parcial.

En una articulación normal, la estabilidad, es decir, la limitación del movimiento, en los diferentes planos, se consigue de forma estática por medio del contacto de las superficies articulares, por las estructuras ligamentosas y por los meniscos. De forma dinámica también se mantiene la estabilidad como consecuencia además de las fuerzas desarrolladas por los grupos musculares.

Una solución más extendida en los diseños protésicos es incluir en el diseño del componente tibial una leva intercondílea que sustituya la función del LCP, como ocurre en las prótesis estabilizadas posteriores. Dicho mecanismo no sólo limita la migración anterior del fémur respecto a la tibia, sino que guía el movimiento simulando la rodadura posterior (roll-back) típica del movimiento de la articulación sana (Fig. 2.36).

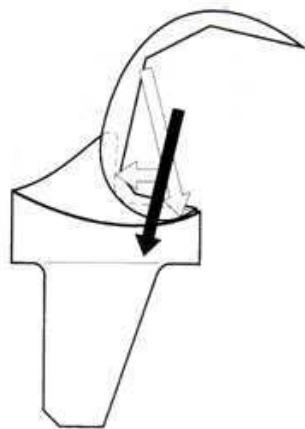


Fig. 2.36 Mecanismo de leva en prótesis estabilizada posterior

El **diseño del componente patelar** ha sido tratado de forma independiente y menos intensiva. Los primeros diseños de prótesis no incluían la sustitución de la superficie patelar, dando lugar a problemas importantes como la persistencia del dolor y la subluxación. La introducción de prótesis bicondilares (que eliminaban el problema de la alineación de las prótesis con cóndilos independientes) permitía la extensión de un borde anterior metálico conformando un canal por el que podía deslizar una componente de polietileno que sustituiría la superficie de la rótula. La geometría adoptada inicialmente contempló una superficie esférica (dome) para la sustitución de la cara articular de la rótula. El contacto articular es congruente únicamente en los primeros grados de flexión cercanos a la extensión completa. A partir de dicha posición el contacto se da entre las superficies laterales de la rótula con los lados del canal troclear. Debido a las características del contacto, el desgaste y el deterioro de la componente de polietileno observado con dicha geometría es importante, aunque se han obtenido buenos resultados clínicos.

Las características geométricas de la articulación están relacionadas con la severidad del desgaste, de forma que radios de curvaturas más pequeños en los lados del canal troclear provocan mayores desgastes que radios de curvaturas mayores. Un cambio

introducido en el diseño es la incorporación de formas más anatómicas en la geometría de las superficies. Los objetivos que se persiguen con dicha modificación son principalmente dos:

- Aumentar el área de la superficie de contacto, para minimizar las tensiones generadas.
- Conseguir **superficies más congruentes** de forma que la rotula siga una trayectoria más estable a lo largo del canal troclear, disminuyendo la posibilidad de luxaciones.

Este tipo de geometría presenta, sin embargo, algunos inconvenientes como son:

- A nivel quirúrgico, el diseño con geometría esférica tiene la clara ventaja frente a la anatómica de no requerir el alineamiento rotacional del componente, lo que simplifica la técnica de implantación.
- Estudios realizados en pacientes con prótesis de ambas geometrías no han mostrado un incremento en la estabilidad frente a luxaciones y subluxaciones de la rótula.

Puesto que el diseño anatómico no ha demostrado su superioridad frente al diseño esférico, se ha intentando reproducir la geometría congruente, por lo que, la superficie esférica se ha dotado en su parte externa de una superficie cóncava que se ajusta mejor a la superficie femoral con la que articula (forma de sombrero) (Fig.2.37).

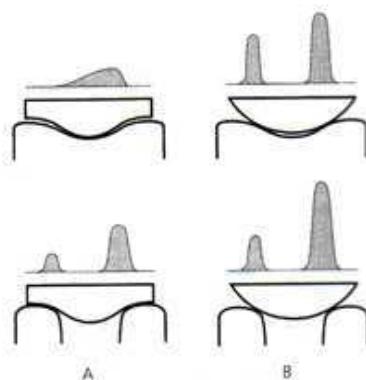


Fig. 2.37 Valor de las tensiones de contacto en la articulación femoro-patelar en extensión y en flexión.

Un diseño de componente patelar más elaborado incluye una superficie anatómica sobre una base metálica en la que tiene posibilidad de rotar, de forma que la alineación axial quirúrgica es menos crítica.

En general, la mayor parte de los diseños de sustitución de la superficie patelar funcionan razonablemente bien y las complicaciones asociadas están relacionadas más con la técnica quirúrgica que con cuestiones de diseño, aunque no por ello quedan descartadas futuras mejoras.

▪ **Tensiones sobre el componente tibial**

Es evidente que el nivel de tensiones y la distribución de las mismas en el componente tibial debido a las cargas que soporta la articulación, tiene un efecto importante sobre la duración de la prótesis de rodilla. Los estudios que se han llevado a cabo sobre el estado tensional del componente tibial se han centrado básicamente en dos problemas. Por un lado, en el estudio de las tensiones de contacto y las generadas cerca de la superficie, que están directamente relacionadas con el fallo por desgaste del material, y por otro lado, las tensiones en la interfase entre la componente tibial y el hueso subcondral subyacente cuyos valores excesivamente altos podrían ser una de las causas de aflojamiento.

• **Tensiones generadas en el contacto articular**

El desgaste de las superficies articulares se relaciona clínicamente con el tiempo de implantación y algunos autores lo hacen también con el peso del paciente. En el diseño de las superficies articulares el peso del paciente es una variable predeterminada y, por tanto, para modificar la magnitud de las tensiones de contacto es necesario acudir a la geometría de las mismas. Muy numerosos han sido los estudios biomecánicos que se han centrado en la determinación de las magnitudes y distribución de las tensiones sobre la superficie de polietileno al entrar la articulación en carga, empleando la mayor parte de las veces modelos de elementos finitos. El contacto entre el componente femoral metálico y el tibial de polietileno origina un estado complejo de tensiones en la superficie y en el interior del material plástico (Fig. 2.38).

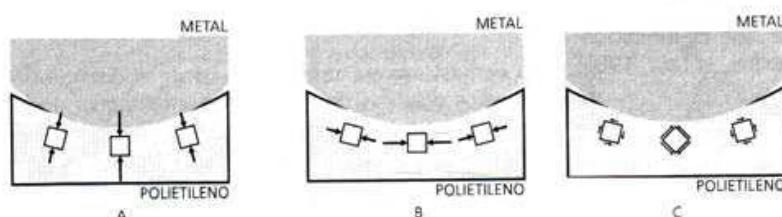


Fig. 2.38 Tensiones generadas en la componente de polietileno debido a la carga de compresión transmitida por la componente femoral. A) Tensiones normales máximas en la dirección perpendicular a la superficie de contacto. B) Tensiones normales máximas en la dirección tangencial a la superficie de contacto. C) Tensiones tangenciales máximas

El polietileno es comprimido por el componente metálico causando tensiones de compresión en la dirección perpendicular a la superficie de contacto, que alcanzan su valor máximo en el centro del área de contacto. En la dirección tangencial el material también es sometido a tensiones. En los extremos del área de contacto el material se estira creando tensiones de tracción, mientras que en el centro el material es comprimido tangencialmente por el mismo material circundante que le restringe la expansión lateral. La carga externa de compresión también produce distorsiones en el material (relacionadas directamente con las tensiones tangenciales), que son máximas algunos milímetros por debajo de la superficie de contacto en geometrías no congruentes y que son máximas en la misma superficie cuando las superficies son congruentes.

- **Tensiones en la interfaz hueso - implante**

Muy numerosos han sido también los estudios centrados en el análisis de las tensiones que se generan en la interfase entre la componente tibial y el hueso, pues un nivel de tensiones inapropiadamente alto se ha relacionado frecuentemente con el problema clínico del aflojamiento tibial.

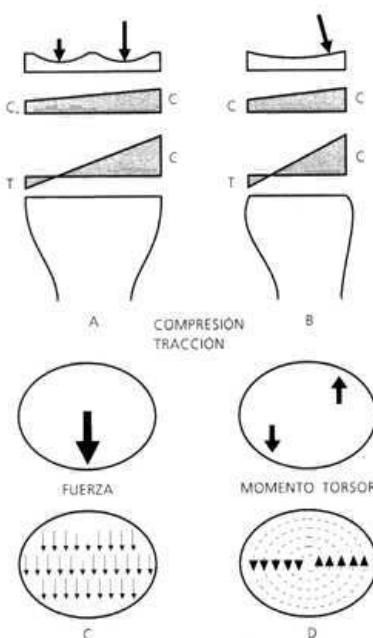


Fig. 3.39 Tensiones generadas en la interfase hueso-implante en la zona proximal a la tibia, por los diferentes tipos de carga. A) Tensiones normales debidas a cargas de compresión excéntricas en el plano frontal. B) Tensiones normales debidas a fuerzas de compresión excéntricas en el plano sagital. C) Tensiones tangenciales debidas a fuerzas antero-posteriores. D) Tensiones tangenciales debidas a momentos torsores.

En la figura 3.39 se muestra esquemáticamente las distribuciones de tensiones que se generan en la interfase entre el hueso y la componente tibial bajo diferentes modos de carga. Las fuerzas de compresión sobre los cóndilos tibiales generan tensiones de compresión en la interfase si la carga está centrada pero, a medida que ésta va haciéndose más excéntrica, el valor de la compresión en el lado opuesto va disminuyendo, pudiéndose convertir en casos extremos en tensiones de tracción (a soportar por el cemento óseo o componentes no cementadas).

Las componentes antero-posterior o medio-lateral de dichas fuerzas generan también tensiones tangenciales en la interfase de magnitud aproximadamente constante en todo el área de contacto. Los momentos de torsión generan únicamente tensiones tangenciales, que son mínimas en las zonas cercanas al eje de giro y máximas en los puntos más alejados.

- **Fijación**

Las prótesis totales de rodilla deben ser diseñadas para poseer una estabilidad mecánica intrínseca en el momento de la implantación, lográndose ésta por diferentes medios de fijación: la fijación a presión o press-fit, la fijación mediante cemento óseo y la fijación biológica por integración ósea del implante.

- **La fijación a presión o press-fit**

La fijación a presión o press-fit es la más sencilla y la estabilidad se logra por el diseño del mismo implante que es introducido a presión sobre un lecho labrado sobre el hueso sin elementos de fijación suplementarios. La ventaja principal de este tipo de fijación es la facilidad de la inserción y de la extracción en su caso. En muchos casos, esta fijación no proporciona a corto, medio o largo plazo la estabilidad necesaria del implante y se requieren métodos adicionales de fijación y estabilización. Existen principalmente dos tipos de fijación adicionales.

- **La fijación mediante polimetil-melacrilato (PMMA) o cemento óseo**

El cemento óseo ha alcanzado hoy en día, después de más de 30 años de, unos niveles de fijación muy importantes. La utilización de polímeros de baja viscosidad aplicados sobre superficies óseas previamente desengrasadas, permite una penetración en las cavidades del hueso esponjoso, consiguiendo una gran superficie de contacto hueso-cemento al llenar las irregularidades entre las geometrías y constituyendo una

interfase robusta. Sin embargo dicha interfase presenta una vida a fatiga limitada siendo ésta una de las causas principales de aflojamiento de los componentes protésicos, especialmente del tibial.

La fijación con cemento depende del procedimiento quirúrgico y de las propiedades de determinado material, la fijación mediante el crecimiento óseo en las superficies porosas no está bajo el control total del cirujano, puesto que es un proceso biológico. Alcanzar el crecimiento inicial del hueso sobre el implante así como mantener la estabilidad a largo plazo y la transferencia de tensiones al hueso subyacente son algunas de las áreas en las que pueden presentarse problemas potenciales.

Desde el punto de vista clínico la cementación, aunque consigue una buena fijación inmediata, produce sobre el hueso circundante necrosis haciendo complicadas las revisiones. Los componentes no cementados presentan menos problemas en las revisiones, pero necesitan un mayor tiempo de inmovilización y rehabilitación.

- La fijación biológica por integración de hueso en la superficie porosa del implante

Para conseguir la fijación primaria en prótesis no cementadas con recubrimiento poroso se acude a elementos de fijación auxiliares como vástagos, quillas, tetones y tornillos de esponjosa. Sin embargo, aunque se consiga una buena fijación primaria, los micromovimientos debidos a las diferencias de propiedades elásticas entre los materiales persisten incluso en el caso de una buena fijación del implante.

Para la fijación biológica o por integración ósea del implante, se emplean principalmente dos tipos de recubrimiento superficial del implante, que son el metálico poroso y el recubrimiento con hidroxiapatita (HA). Este último tipo de recubrimiento es el menos utilizado, pues aunque ha sido empleado con éxito en las prótesis de cadera, en las prótesis de rodilla aún está en la etapa experimental y no se dispone de grandes series para su validación. Desde el punto de vista mecánico, el cemento óseo y la fijación biológica incrementan la resistencia de la unión mediante el mismo mecanismo, creando micro-conexiones en la interfase hueso-implante, aunque la naturaleza de dichos enlaces es distinta.

Pese a que la fijación biológica parece tener ventajas pues tiene el potencial de incrementar la resistencia de la fijación con el tiempo, al contrario que la fijación

mediante PMMA cuya resistencia se encuentra limitada por factores mecánicos, es más difícil de conseguir. Mientras que la fijación con cemento depende del procedimiento quirúrgico y de las propiedades de determinado material, la fijación mediante el crecimiento óseo en las superficies porosas no está bajo el control total del cirujano, puesto que es un proceso biológico. Alcanzar el crecimiento inicial del hueso sobre el implante así como mantener la estabilidad a largo plazo y la transferencia de tensiones al hueso subyacente son algunas de las áreas en las que pueden presentarse problemas potenciales.

El crecimiento inicial de hueso sobre la superficie porosa del implante parece que depende de la porosidad de la superficie y, sobre todo, del movimiento relativo entre las superficies del implante y el hueso.

Desde el punto de vista biomecánico no hay una clara ventaja en la utilización de una de las dos técnicas, pues mientras que el cemento consigue una buena estabilidad primaria, a largo plazo la resistencia a fatiga de la interfase es menor que con la fijación biológica. Los estudios clínicos prospectivos a medio plazo tampoco parecen inclinar la balanza por ninguno de los métodos.

Hoy en día parece que la tendencia general es utilizar un método híbrido de fijación: componente femoral no cementado y componente tibial cementado aunque, sin embargo, no se han descrito protocolos objetivos de selección de los tipos de fijación en función del paciente, la calidad del hueso, etc.

2.4.7. Fracaso protésico y cirugía de revisión

Sustituir una articulación lesionada o artrósica por una prótesis ha sido uno de los mayores avances logrados por la cirugía ortopédica en el siglo XXI. Sin embargo la vida de estos implantes tiene fecha de caducidad. En el 95% de los casos, el promedio de supervivencia o tiempo en que tarda en aflojarse algún componente de la prótesis es de 15 a 20 años, esto es así cuando se utilizan datos estadísticos que afectan a prótesis bien implantadas. Por otra parte, el 5% de las prótesis se tiene que cambiar por otras a los 10 años.

Las causas del fracaso de una artroplastia total de rodilla pueden ser:

- **Diseño de la prótesis**, fallo o tamaño inadecuado de algún componente.
- **Aflojamiento de los componentes** de la prótesis bien por implante defectuoso de los mismos (fijación insuficiente, posición incorrecta), o por su desgaste.

Al ser compuestos inertes y estar en constante movimiento las prótesis se desgastan. La duración es variable, de 10 a 15 años como término medio, y dependerá de muchos factores, tales como el peso del paciente, el uso dado, los ejes de la rodilla, la calidad del hueso donde se ancla, etc. El desgaste puede ser de los propios componentes o del anclaje de estos componentes al hueso, ya que la zona de hueso donde se ancla la prótesis se irá debilitando progresivamente (resorción ósea) hasta producir un aflojamiento del anclaje de la prótesis y una movilización de los elementos que componen la prótesis. Dentro de las medidas que el paciente puede tomar para frenar el desgaste de la prótesis, lo más importante es mantenerse dentro de unos límites de peso adecuado.

- **Inestabilidad** de la prótesis por lesión del ligamento lateral externo o interno.
- Alteración del tendón rotuliano, rótula, y del aparato extensor en su conjunto, lo que comportaría una **subluxación repetida** o una **luxación**. La luxación implica que se ha perdido la relación congruente a nivel de los componentes protésicos.
- **Infección**. El índice de infecciones en una cirugía primaria es de alrededor del 0,5 al 3% y varía de acuerdo a diferentes condiciones previas de cada paciente (diabetes mellitus, inmunosupresión, infecciones urinarias, artritis reumatoide, etc.). Una infección en un reemplazo articular, habitualmente promueve que los implantes se aflojen y causen dolor requiriendo habitualmente del recambio protésico en uno o dos tiempos.

El fracaso de la artroplastia primaria de rodilla es un proceso tiempo dependiente. Debido al creciente número de prótesis primarias implantadas y a la mayor esperanza de vida en los países desarrollados se espera que en los próximos 20 años los recambios de rodilla se multipliquen por seis. En caso de fracaso debe realizarse una revisión de artroplastia o recambio de prótesis, lo que se puede realizar en una o dos cirugías, en función del tipo de aflojamiento.

2.5. Espaciadores de cemento impregnado de antibiótico para el tratamiento de la infección asociada con artroplastia total de rodilla

2.5.1. Introducción

La infección en cirugía protésica es una de las complicaciones más importantes y devastadoras. Su incidencia es del 2-3% en las prótesis primarias y del doble en las cirugías de revisión pudiendo alcanzar porcentajes superiores al 15% con el uso de implantes constreñidos o en bisagra.

El objetivo del tratamiento debe ser erradicar la infección y mantener la función de la articulación. El tratamiento de una prótesis infectada genera un consumo de recursos hospitalarios tres o cuatro veces mayor que el de una prótesis primaria y dos veces mayor que el de una revisión de una prótesis aflojada pero no infectada. Las opciones de tratamiento se dividen en la retención de implantes o el recambio de los componentes, en uno o en dos tiempos.

La artroplastia de revisión en dos tiempos sin utilización de espaciadores permite retirar todos los materiales extraños, con reimplante más tardío después de erradicar la infección. Sin embargo, este procedimiento posee varias desventajas, dado que pueden aparecer contracturas en las partes blandas e inestabilidad articular, y el paciente tendrá dificultad para movilizarse. Desde una perspectiva técnica, la desventaja del procedimiento es que dificulta el reimplante durante la operación del segundo tiempo, como consecuencia de la artrofibrosis y la pérdida de los planos tisulares.

En la actualidad, se considera que el empleo de **espaciadores de cemento óseo** de polimetilmacrilato impregnado de antibiótico es la norma asistencial para los casos de infección crónica del sitio de una artroplastia total. Estos espaciadores posibilitan la administración local directa de antibióticos, al mismo tiempo que preservan la movilidad del paciente y facilitan la cirugía de reimplante. Este tratamiento quirúrgico reduce el costo y mejora la evolución del paciente, además de enfrentarse a algunas de las desventajas de los procedimientos de revisión en dos tiempos en los que no se usan espaciadores.

2.5.2. Clasificación de la infección en el sitio de una artroplastia total

La infección en el sitio de una artroplastia total puede clasificarse en cuatro categorías básicas:

I. **Posoperatoria precoz.** Las infecciones posoperatorias precoces (tipo I), tanto superficiales como profundas, se definen como infecciones de la herida que sobrevienen menos de cuatro semanas después de la operación primaria.

Por lo general, las infecciones posoperatorias precoces superficiales se tratan con desbridamiento y una tanda de antibioticoterapia, y las infecciones profundas suelen tratarse mediante reemplazo del implante de polietileno, conservación de los componentes metálicos de la prótesis y administración intravenosa de antibióticos. En ocasiones, también se insertan microesferas de polimetilmacrilato impregnadas de antibiótico.

II. **Crónica tardía.** Las infecciones crónicas tardías (tipo II) se definen por su aparición después de más de cuatro semanas de la cirugía.

Habitualmente, se manifiestan por exacerbación del dolor y aflojamiento de la prótesis, y se las suele tratar mediante reconstrucción en dos tiempos. El tratamiento consiste en retirar todos los componentes protésicos y el cemento óseo, desbridar el tejido necrótico y de granulación, colocar un espaciador de cemento impregnado de antibiótico, administrar una tanda de antibióticos intravenosos y practicar artroplastia de reimplante diferida cuando ya no haya signos de infección. Cabe destacar que también se ha recurrido a artroplastia de intercambio en un tiempo, con más frecuencia en Europa que en los Estados Unidos, pero se recomienda con firmeza una estricta selección de pacientes y el uso de cemento impregnado de antibiótico para la fijación de la prótesis.

III. **Hematógena aguda.** Las infecciones hematógenas agudas (tipo III) se definen por bacteriemia y, por lo general, se las trata con desbridamiento, reemplazo del implante de polietileno y conservación de la prótesis si no hay aflojamiento del implante, seguidos de una tanda de antibióticos intravenosos.

IV. **Cultivos intraoperatorios positivos** con infección inaparente desde el punto de vista clínico. Los pacientes con cultivos intraoperatorios positivos (tipo IV) en el término de días de practicada una artroplastia de revisión para tratar un aflojamiento

aséptico suelen recibir un tratamiento que consiste en antibióticos intravenosos con conservación de la prótesis.

2.5.3. Espaciadores de cemento impregnado de antibiótico

Son prótesis temporales, de cemento acrílico mezclado con antibióticos, indicados para el tratamiento de las infecciones de prótesis, utilizando una técnica quirúrgica en dos tiempos, “two stage”. El primer tiempo incluye la retirada de la prótesis infectada, un desbridamiento exhaustivo y la colocación del espaciador con cemento cargado de antibiótico. En el segundo tiempo, tras un ciclo de antibioticoterapia, se extrae el espaciador y se coloca la prótesis definitiva.

- Clasificación de los espaciadores de cemento impregnado de antibiótico:

Existen dos tipos de espaciadores de cemento impregnado de antibiótico que suelen utilizarse para las revisiones en dos tiempos de artroplastias totales de rodilla:

- Los **espaciadores no articulados** (en bloque o estáticos). Los primeros espaciadores no articulados de rodilla (Figs. 2.32-A y -B) se fabricaron en el quirófano con cemento de polimetilmacrilato mezclado con antibióticos y se moldearon para llenar el defecto óseo creado después de la extracción de una prótesis articular total asociada con infección.

Permiten la administración local de una alta concentración de antibióticos y, al mismo tiempo, mantienen el espacio articular para futuros procedimientos de revisión. Entre sus desventajas se encuentran una limitada amplitud de movimiento de la articulación después de la operación, lo que provoca acortamiento del cuadríceps o del abductor, formación de cicatrices y pérdida ósea.

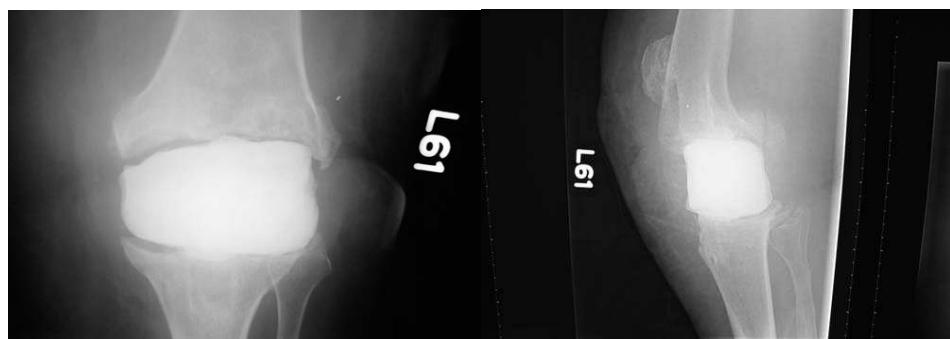


Fig. 2.32 Radiografías de frente (A) y de perfil (B), que muestran que muestran un espaciador de rodilla no articulado hecho a mano con cemento impregnado de antibiótico

- Los espaciadores **articulados** (Fig.2.33) por su parte, permiten más movimiento articular y pueden mejorar la función antes del reimplante en el segundo tiempo.

Si bien la distinción entre espaciadores articulados y no articulados es algo controvertida, se ha comunicado que la utilización de un espaciador articulado bien moldeado, bien adaptado, que restablece la tensión de las partes blandas y permite un mayor grado de movimiento articular, determina mejores resultados que el empleo de un espaciador no articulado, que limita la libertad articular.

En definitiva, espaciadores de cemento impregnado de antibiótico pueden mantener la longitud del miembro, minimizar la contractura de las partes blandas, facilitar el reimplante y suministrar antibioticoterapia local. Sin embargo, hay variaciones considerables en su forma y función. Un espaciador articulado puede fabricarse comercialmente o puede hacerse a medida en el quirófano. Puede estar construido por entero de cemento de polimetilmetacrilato o puede ser una estructura compuesta de metal revestido de cemento, o una prótesis estéril parcialmente revestida de cemento impregnado de antibiótico. Se han obtenido resultados favorables con cada uno de estos tipos de espaciadores.

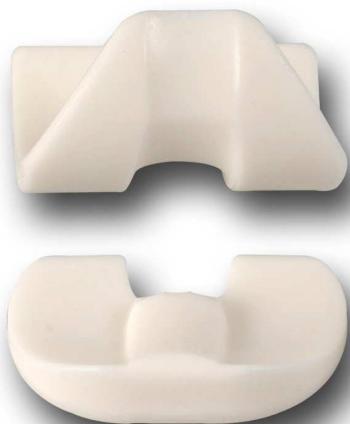


Fig. 2.33 Espaciador articulado de cemento impregnado de antibiótico.

- Descripción del espaciador objeto de análisis y estudio de este proyecto. Spacer k.

Spacer-K es un espaciador articulado para rodilla, comercial, realizado en cemento óseo radiopaco con Gentamicina pre-polimerizado, destinado al uso temporal (máximo 180 días) como sustitución de la prótesis de rodilla (PTR), en aquellos pacientes que se han sometido a una revisión en dos tiempos después de un proceso séptico.

La estructura del dispositivo es similar a las de las prótesis de rodilla convencionales. Se compone de dos elementos independientes, uno tibial y otro femoral, que se colocan en el espacio donde estaba la prótesis extraída, y se fijan en el hueso utilizando de cemento óseo con antibiótico. La parte de la tibia es constituida por una base plana en la que se articula el componente femoral auto-centrandose. De este modo se permite una buena articulación de la rodilla, que se puede flexionar para la movilidad básica (flexión, extensión, carga) en condiciones de carga parcial* (carga protegida con el uso de muletas, bastones, andadores y de un tutor si se considera necesario).

Ventajas destacadas en el catálogo son:

- Mantener el correcto espacio articular entre el fémur y la tibia, después de haber retirado la prótesis infectada facilitando la revisión en un segundo tiempo.
- Restablecer la funcionalidad articular parcial (flexión, extensión, carga*) parcial durante el periodo necesario para eliminar la infección, con el objetivo de mejorar la calidad de vida del paciente y mantener activa la distensión y el tono muscular.
- Reducir los tiempos de recuperación funcional tras la intervención de revisión, gracias a evitar la retracción muscular.
- Controlada y eficaz liberación de antibiótico in situ, prolongada en el tiempo, estandarizada y mayor con respecto a los dispositivos hechos a mano con cemento óseo con antibiótico.
- Disponibles en varias medidas.

*La posibilidad de carga parcial se tendrá que evaluar cada vez según las condiciones anatómicas, el trofismo óseo y el estado clínico del paciente durante las fases de rehabilitación. Sobre todo tendrá que evitarse el riesgo de que, por causa de una carga excesiva o de un movimiento forzado, la estructura del espaciador provoque daños en las estructuras biológicas.

CAPÍTULO 3.
MATERIAL Y MÉTODOS

3.1. Introducción

El análisis mediante elementos finitos viene aplicándose en la bibliografía al estudio biomecánico de las prótesis de rodilla. En este proyecto se ha realizado la geometría, el mallado y el análisis estructural utilizando el método de los elementos finitos para determinar la estabilidad y estado tensional de la articulación de la rodilla con un espaciador temporal de cemento óseo comercial Spacer K que le ha sido implantado.

Para la realización del modelo presentado en este proyecto se ha seguido el esquema de la figura 3.1. Se parte de Tomografías Axiales Computarizadas (TAC) tomadas a una paciente, mujer de 65 años de edad y 70 kg de peso corporal, a la que se le ha colocado el espaciador temporal comercial Spacer K (Fig.3.2). Se han importado las imágenes desde el programa Mimics V10.1 (Materialise) y se ha desarrollado un modelo tridimensional de la geometría comprendida entre la diáfisis de la tibia y la diáfisis del fémur que incluye el espaciador (Fig.3.3), y que una vez suavizado, es exportado a un programa de mallado (Harpoon mesh) donde se genera un modelo discreto (Fig.3.1). Este es nuevamente exportado a Mimics para a partir del nivel de grises (Hounsfield units – HU) de las imágenes obtener las propiedades mecánicas del hueso (densidad, módulo de Young y coeficiente de Poisson), y finalmente se exporta al procesador de cálculo Abaqus (versión 6.9) para realizar, mediante el método de los elementos finitos, el análisis de la estabilidad y estado tensional de la articulación de la rodilla y del espaciador.

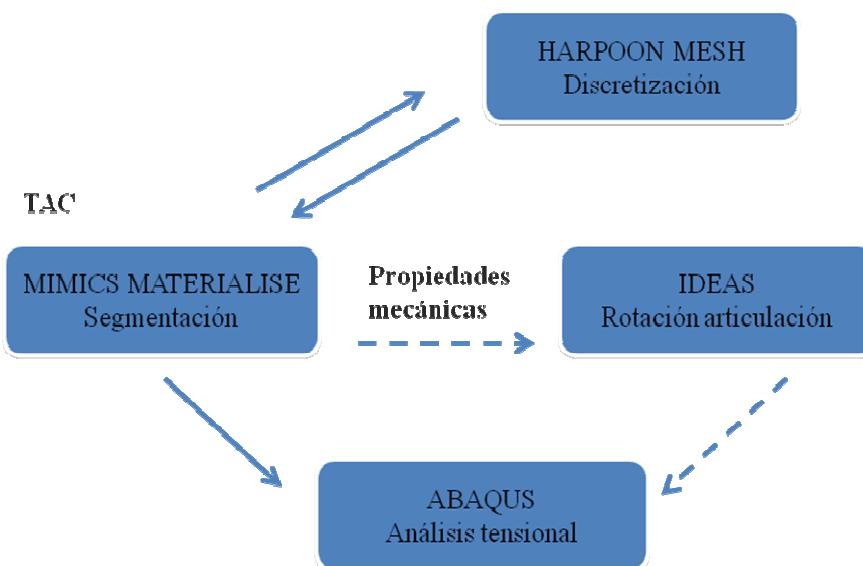


Fig.3.1. Esquema seguido para el desarrollo del modelo.

En la primera parte del proyecto se ha realizado un análisis de sensibilidad de los materiales utilizados. Para esta primera parte se ha seguido el esquema que se acaba de presentar. En la segunda parte, se van a proceder a analizar unas condiciones fisiológicas más próximas a la realidad para ello se tiene que girar la parte superior de la articulación. Esto se ha realizado con el software IDEAS que nos permite mantener las condiciones de material obtenidas de Mimics (Fig. 3.1).

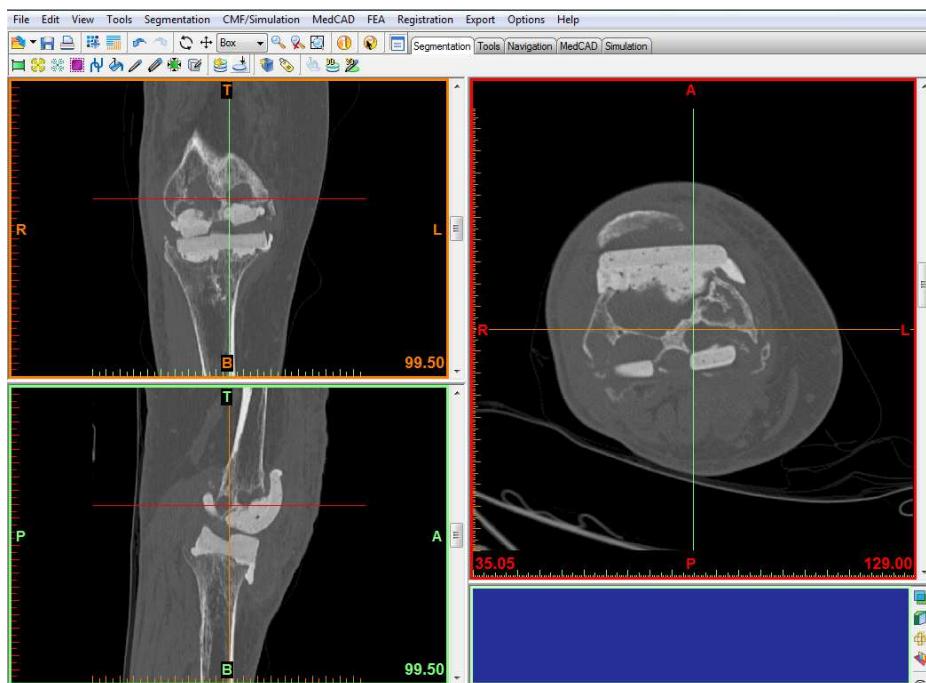


Fig.3.2. Tomografías Axiales Computarizadas (TAC) de la rodilla con espaciador.

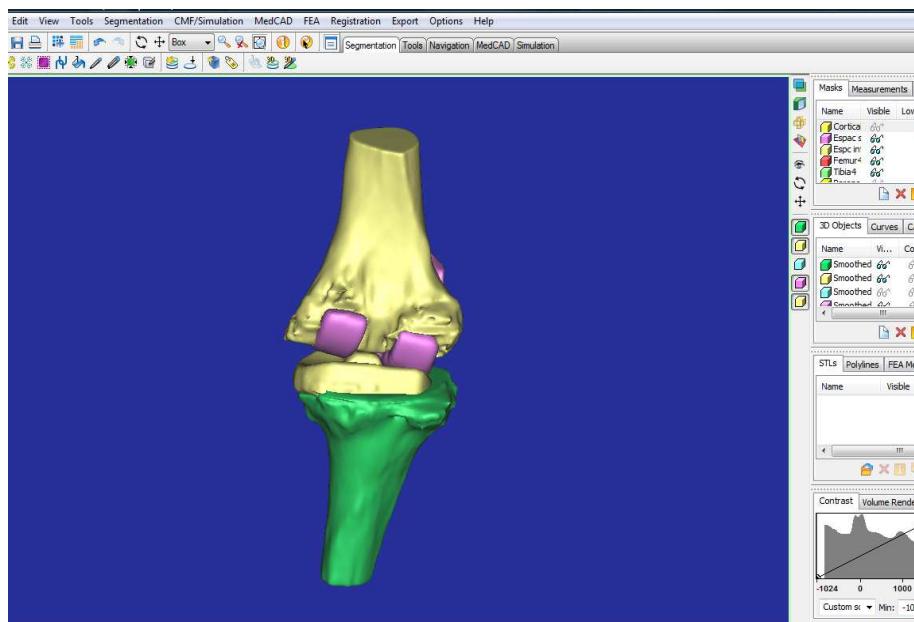


Fig.3.3. Resultado de la segmentación. Modelo 3D de la rodilla con espaciador.

Por lo tanto, este proyecto se ha llevado a cabo utilizando cuatro programas comerciales:

■ Mimics materialise (versión 10.01)

Es un software que permite procesar y editar datos 2D a partir de imágenes de resonancias magnéticas y de tomografías para la construcción de modelos anatómicos 3D de precisión y flexibilidad.

Cuenta con herramientas de segmentación, que permiten segmentar imágenes y realizar mediciones fiables en el modelo 3D.

Exporta datos en 3D en una amplia gama de formatos, para aplicaciones de ingeniería como diseño de elementos finitos, de medicina como simulación quirúrgica, etc.

■ Harpoon mesh

Es un software que a partir de modelos 3D genera mallas para su posterior exportación a otras aplicaciones de ingeniería como procesadores de cálculo con el método de los elementos finitos.

■ ABAQUS (versión 6.9) es un paquete integrado de cálculo de elementos finitos con una gran librería de tipos de elementos finitos que permite modelar virtualmente cualquier geometría, así como una extensa lista de modelos que simulan el comportamiento de la gran mayoría de los materiales con posibilidad de programar el comportamiento de materiales que no estén incluidos permitiendo su aplicación en distintas áreas de ingeniería.

■ IDEAS (versión 9) es un paquete integrado de diseño asistido por ordenador, modelado de superficies y sólidos y mallado de modelos. Es el programa que ha permitido girar la parte superior de la articulación para estudiar los casos fisiológicos del problema.

3.2. Principios básicos en el M.E.F.

La resolución de un problema diferencial sobre un dominio mediante el método de los elementos finitos se puede dividir en las siguientes etapas:

1. Concretar el contorno.
2. Dividir el contorno en elementos.
3. Seleccionar las funciones de interpolación.
4. Asignar nodos a cada elemento y después.
5. Elegir el tipo de función de interpolación que represente la variación en el campo sobre los elementos. El campo variable puede ser un escalar, un vector, etc. A menudo se usan funciones polinómicas ya que son fáciles de integrar y derivar. El número de funciones polinómicas depende del número de nodos asignados a cada elemento, la naturaleza y el número de incógnitas en cada nodo. Por supuesto, son necesarias unas condiciones de continuidad impuestas en los nodos y en los elementos.
6. Indicar las propiedades de los elementos. Una vez el modelo de elementos finitos ha sido establecido, se puede expresar la matriz de ecuaciones (matriz de rigidez) que indican las propiedades individuales de cada elemento.
7. Ensamblaje de la matriz. Combinar las matrices de rigidez de los elementos para formar la matriz de rigidez en la región o contorno. Esta matriz es del mismo tipo que la de los elementos individuales excepto en que tienen más términos porque incluye todos los nodos.
8. Resolver el sistema de ecuaciones. Una vez han sido introducidas las condiciones de contorno en la matriz final ya ensamblada, se resuelve el sistema de ecuaciones para la obtención de las incógnitas en los nodos.

3.3. Modelos de elementos finitos

Para la reconstrucción del modelo en este trabajo se ha digitalizando el área de la rodilla de 396 Cm², por medio de 292 Tomografías Axiales Computarizadas (TAC) adquiridas a 0,74 milímetros de distancia, tomadas a una paciente, mujer de 65 años de edad y 70 kg de peso, a la que se le ha colocado el espaciador temporal impregnado de antibiótico (gentamicina) prepolimerizado, Spacer K. Desde el programa Mimics (versión 10.1) fueron capturadas las 292 imágenes, con la finalidad de desarrollar un modelo tridimensional de la geometría comprendida entre la diáfisis de la tibia y la diáfisis del fémur con los siguientes elementos: fémur distal, tibia proximal, los componentes tibial y femoral del espaciador, fijados ambos con cemento óseo; y que una vez suavizado es exportado a un programa de mallado (Harpoon mesh) donde se genera un modelo discreto (nodos C3D4), que es importado nuevamente por Mimics Materialise para a partir del nivel de grises (HU) de las imágenes, obtener las propiedades mecánicas del hueso.

El resultado final es una malla de 414.230 elementos del tipo C3D4 y 77.007 nodos (Fig. 3.4.), (Tabla3.1).



Fig. 3.4 Malla en 3D del modelo de la rodilla con espaciador.

	Elemento	Nº elementos	Número nodos
Fémur	Tetraedro	133891	25731
Tibia	Tetraedro	128035	24609
Espaciador, componente femoral	Tetraedro	87813	15806
Espaciador, componente tibial	Tetraedro	61513	12004

Tabla 3.1 Resumen elementos y nodos de la malla del modelo 3D.

3.4 Propiedades de material

3.4.1. Hueso: fémur y tibia

El tejido óseo es un material heterogéneo, anisótropo y en constante cambio, por ello es muy difícil encontrar un valor o relación concreta que determine sus propiedades mecánicas. Además la estructura ósea del cuerpo humano tiene un amplio rango de densidades, desde hueso o cortical ($1,92 \text{ g/cm}^3$) a hueso esponjoso o trabecular ($0,5 \text{ g/cm}^3$).

Varios autores han encontrado relaciones entre la densidad del hueso y el módulo de elasticidad. Existen distintas formas de medir la densidad del hueso, entre ellas se pueden nombrar: densidad seca (dry density, ρ_{dry}), densidad húmeda (wet density, ρ_{wet}), densidad de ceniza (ash density, ρ_{ash}) y densidad aparente del TAC (ρ_{ct}).

A partir del nivel de grises que se tiene de las tomografías axiales computerizadas se puede obtener la densidad del hueso de fémur y tibia. Las unidades Hounsfield (HU) es la cuantificación que está establecida y que es equivalente al nivel de grises. Esta relación entre las unidades Hounsfield (HU) o valores de grises y la densidad aparente del hueso en cada píxel, se calcula por medio de una recta que el usuario suministra de acuerdo a la curva de calibración del tomógrafo ($\rho=B+CXHU$). Existen diversos estudios de la bibliografía que han cuantificado dicha relación (densidad vs. HU) estableciendo leyes que pueden depender del tipo de hueso (Peng et al., 2007; Pérez et al., 2010). En concreto en este trabajo se ha utilizado la ley propuesta por Peng et al (2007) (ley inicialmente propuesta para el fémur) para obtener las densidades del hueso del fémur y de la tibia (Fig.3.5).

Peng et al. (2007)

$$\rho = 1 + 7,185 \times 10^{-4} \text{ HU}$$

Fig.3.5 Expresión utilizada para determinar la densidad ósea dependiente de HU.

Existen leyes específicas para la tibia proximal, tibia distal, fémur distal, etc., pero se ha comprobado que dan como resultado valores de densidades negativas, lo que no es una situación muy realista.

Mimics permite elegir al usuario el número de propiedades de material diferentes que se quieren utilizar. Una vez elegido el número de propiedades el programa realiza una interpolación para que cada elemento de la malla de elementos finitos forme parte de los distintos grupos de materiales. Obteniendo así varios grupos de materiales, cuyas propiedades han sido resultado de interpolación de todos los elementos de cada uno de los grupos. Cuanto menor sea el número de grupos, menos precisión se tiene con las propiedades asignadas a cada uno de los elementos de la malla.

En este proyecto se ha realizado un análisis de sensibilidad de las propiedades de material asignadas al hueso. En concreto se van a estudiar 4 casos: 5, 20, 50 y 100 propiedades de material, analizando su influencia en los resultados.

Una vez que se tiene la densidad del hueso, es necesario calcular el módulo de Young y el coeficiente de poisson asociado a cada propiedad (tablas T.3.2, T.3.3, T.3.4 y T.3.5). Para ello se han seguido las leyes propuestas por Beaupre et al. (1990) (Fig. 3.6).

Beaupre et al. (1990)

$$\rho \leq 1,2$$

$$E = 2014 \rho^{2,5} \text{ (MPa)}$$

$$\nu = 0,2$$

$$\rho > 1,2$$

$$E = 1763 \rho^{3,2} \text{ (MPa)}$$

$$\nu = 0,32$$

Fig.3.6 Expresiones utilizadas para determinar las propiedades mecánicas en función de la densidad ósea.

5 VALORES MEDIOS			
Material	Densidad	E	v
1	0,89	1063,56	0,2
2	1,21	3244,31	0,32
3	1,53	6825,89	0,32
4	1,84	12476,43	0,32
5	2,16	20720,27	0,32

20 VALORES MEDIOS			
Material	Densidad	E	v
1	0,77	1063,56	0,2
2	0,85	1356,44	0,2
3	0,93	1693,04	0,2
4	1,01	2075,34	0,2
5	1,09	2505,24	0,2
6	1,17	2984,56	0,2
..
19	2,20	21959,95	0,32
20	2,28	24590,56	0,32

50 VALORES MEDIOS			
Material	Densidad	E	v
1	0,75	983,91	0,2
3	0,81	1204,66	0,2
4	0,85	1325,22	0,2
5	0,88	1452,74	0,2
6	0,91	1587,35	0,2
.
49	2,27	24318,24	0,32
50	2,30	25420,09	0,32

100 VALORES MEDIOS			
Material	Densidad	E	v
1	0,74	958,18	0,2
6	0,82	1234,16	0,2
7	0,84	1294,43	0,2
8	0,85	1356,44	0,2
9	0,87	1420,20	0,2
.
99	2,29	25141,48	0,32
100	2,31	25700,82	0,32

Tablas T.3.2, T.3.3, T3.4 y T.3.5 Resumen de discretización agrupando densidades en 5, 20, 50 y 100 valores medios respectivamente, con sus correspondientes propiedades mecánicas dependientes de HU.

En la tabla 3.6 se muestran las propiedades medias de módulo de Young y coeficiente de Poisson para el hueso cortical y esponjoso.

	E (MPA)	v
Cortical	17000	0,32
Esponjoso	375	0,2

Tabla T.3.6. Propiedades medias hueso cortical y trabecular.

3.4.2. Espaciador: Cemento

El material con que está fabricado el espaciador Spacer K, de la marca Tecres, es cemento óseo radiopaco pre-polimerizado, impregnado con antibiótico (gentamicina), material que se ha considerado como elástico-lineal e isótropo.

Los valores del módulo elástico para la mayoría de los cementos óseos son menores que para el PMMA comercial (3,3-4,7) (Fried, 1995). Estudios realizados de nuevas formulaciones de cementos óseos con cesión controlada de fármacos para su aplicación en tratamientos óseos (Virto, 2005) y sus propiedades mecánicas (Tabla 3.7), revelan que:

- I. El cemento óseo sin ninguna modificación presenta un módulo elástico muy parecido al del PMMA comercial 3,3 GPa,
- II. que se ve ligeramente aumentado al introducir la presión en la reacción de polimerización.
- III. Cuando se modifica la composición en mayor medida con los excipientes los cambios registrados tampoco son demasiado grandes.
- IV. Cuando a los cementos se les ha realizado el ensayo de cesión, sus módulos bajan respecto a los que mostraban con anterioridad.

Estos estudios concluyen que:

- Los cementos más interesantes desde el punto de vista farmacéutico, son los de base lactosa, siendo el 20L4G el más adecuado. Es la adición de este excipiente la que

permite la liberación de mayores cantidades de antibiótico, pero es a la vez esta variación en la composición la que disminuye sus propiedades mecánicas.

- El paso por el reactor produce una disminución de las tensiones últimas en tracción y flexión del 10 al 35%. Por otro lado la energía de fractura aumenta cuando pasan los cementos por el reactor, esto es debido a que el comportamiento de los cementos es más plástico, ya que el paso por el reactor ha provocado un efecto plastificante (Lewis, 1997).

A la vista de estos resultados, la selección del material óptimo para su uso en terapéutica, teniendo en cuenta el compromiso entre la mejora farmacológica con las prestaciones mecánicas, es el **20L4G P**. Proporciona mayor cesión de antibiótico al medio para prevenir o tratar infecciones en los procesos quirúrgicos, y presenta unas propiedades mecánicas aceptables para su uso.

MATERIAL	E (GPa)
CMW1® RC	$3,1 \pm 0,10$
CMW1® RC P	$3,3 \pm 0,10$
CMW1® GC P	$2,9 \pm 0,10$
CMW1® GC P Ea	$2,6 \pm 0,10$
10L4G P	$2,7 \pm 0,10$
10L4G P Ea	$2,4 \pm 0,09$
20L4G P	$3,6 \pm 0,10$
20L4G P Ea	$2,4 \pm 0,10$
10H4G P	$3,1 \pm 0,10$
10H4G P Ea	$2,3 \pm 0,10$
20H4G P	$3,6 \pm 0,10$
20H4G P Ea	$2,6 \pm 0,10$

Tabla 3.7 Resumen de los resultados obtenidos en los módulos de elasticidad.
Valor medio \pm desviación estándar. (Ea Material ensayado en el reactor.)

En cuanto a las propiedades mecánicas del polimetilmetacrilato prepolymerizado impregnado de gentamicina consideradas en este trabajo quedan determinadas siguiendo las pautas del análisis de propiedades anterior (Virto, 2005), donde el cemento óptimo sería el **20L4G P** con un valor de E= 2400 ± 100 (Tabla 3.8).

	E (MPA)	v
PMMA gentamicina	2300	0,3

Tabla 3.8 Propiedades del cemento óseo PMMA impregnado de antibiótico

3.5 Cargas y condiciones de apoyo

Dos tipos de cargas se han considerado en este proyecto, una para la primera parte del análisis de sensibilidad de los materiales del hueso y otra para analizar las condiciones fisiológicas de la articulación. Ambas se presentan a continuación.

3.5.1. Análisis de sensibilidad de los materiales del hueso

Los cuatro casos se han modelizado como una carga vertical (-Z) total de 2000 N distribuida sobre un grupo de 10 nodos (200 N/nodo), perteneciente a los nodos de la sección del extremo proximal del fémur, siguiendo el trabajo de Oshkuour et. al. (in press). (Fig. 3.7).



Fig. 3.7 Aplicación vertical de la carga sobre el modelo en extensión completa.

A causa de la dificultad de reproducir en la simulación las restricciones al movimiento debidas a la articulación del tobillo y a los músculos que actúan sobre la rodilla, se limitan sus desplazamientos empotmando el hueso fijando 4 nodos en la epífisis inferior de la tibia, suficiente para obtener resultados cualitativos fiables de los estados tensionales y deformaciones de la articulación (Fig.3.7). Muchos otros trabajos encontrados en la bibliografía utilizan simplificaciones similares (Huiskes 1997).

En este trabajo se han desestimado el peroné y la rótula, repercutiendo así toda la carga sobre la tibia y el fémur, por lo que no se aplican contactos ni condiciones de apoyo entre la tibia y el peroné ni entre la tibia, la rótula y tendón rotuliano.

3.5.2. Condiciones fisiológicas de la articulación

En el presente trabajo se somete la articulación a tres estados de carga diferentes siguiendo el trabajo de Oshkuour et. al. (in press), 2'25, 1'85 y 3'5 veces el peso corporal ($2'25 \times 70 \text{ kg}$, $1'85 \times 70 \text{ kg}$ y $3,5 \times 70 \text{ kg}$), estudiando el efecto de estas cargas correspondientes a tres momentos determinados del ciclo de la marcha: $5,5^\circ$ de flexión que corresponde al apoyo del talón (HS), $15,5^\circ$ de flexión que corresponde a la posición de apoyo plantar monopodal (SLS), posición más desfavorable del ciclo de la marcha y a $4,5^\circ$ de flexión, despegue del pie (TO) (Fig.3.8).

Estas rotaciones se hacen sobre el modelo de 50 materiales, donde el fémur unido al componente femoral del espaciador son girados con respecto del punto ($124'645$, $90'70020$, $38'98$), giro en -X. En esta rotación hay nodos coincidentes pertenecientes a los componentes femoral y tibial del espaciador.

Los tres casos de carga se han modelizado como una carga puntual sobre un grupo de 10 nodos, perteneciente a los nodos de la sección del extremo proximal del fémur. Los valores totales de las cargas aplicadas descompuestos en los ejes se muestran en la tabla 3.9.

Momento del ciclo de la marcha	Angulo flexión (°)	Nº veces el peso	Carga total (Nw)	CARGA EN EJE Z /nodo (Nw)	CARG EN EJE Y /nodo (Nw)
Apoyo talón	5,5	2,25	1575	156,775	15,096
Apoyo plantar	15,5	1,85	1295	124,790	34,607
Despegue pie	4,5	3,5	2450	244,245	19,222

Tabla 3.9 Valores de las cargas aplicadas a 10 nodos del extremo proximal del fémur descompuestos en los ejes (-Z y -Y), en los tres momentos del ciclo de la marcha.

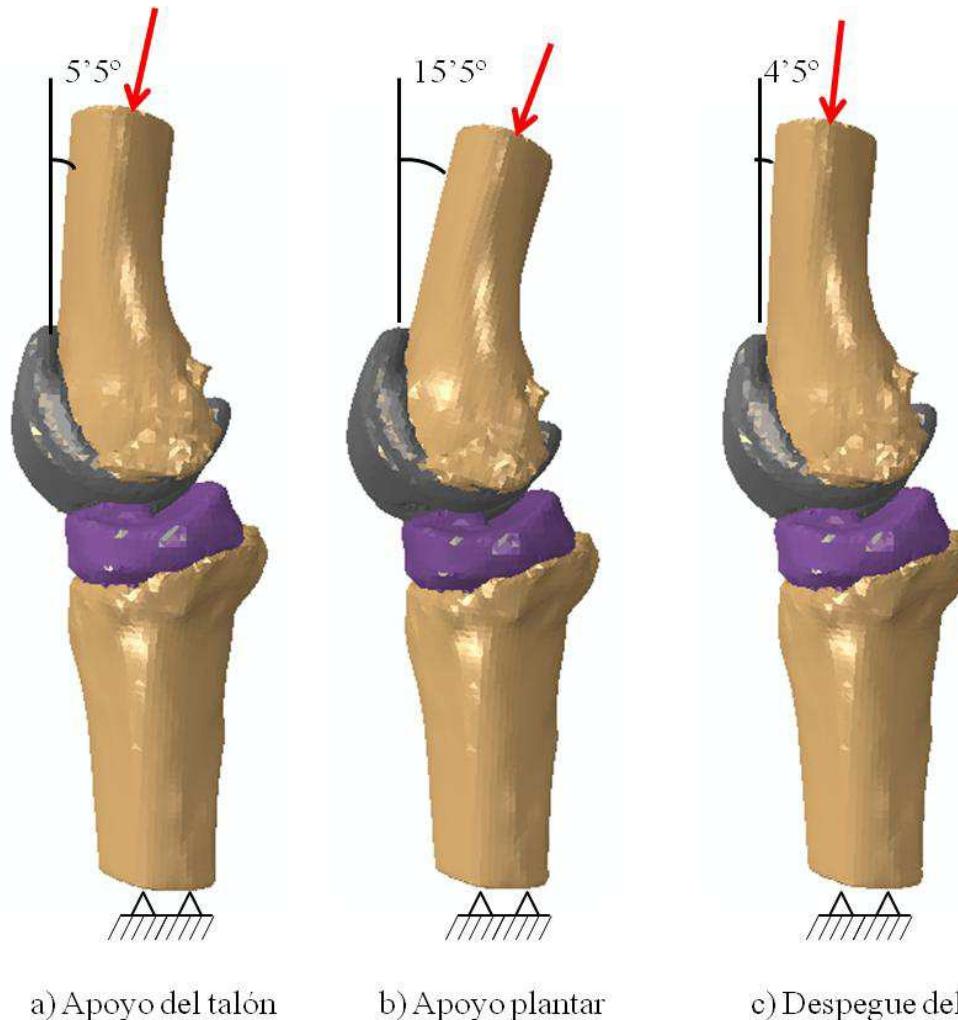


Fig. 3.8 Tres momentos del ciclo de la marcha: a) apoyo del talón, b) apoyo plantar, c) despegue del pie.

Del mismo modo que en el análisis anterior, en este apartado la tibia se ha fijado distalmente restringiendo el movimiento de 4 nodos. Tampoco se consideran contactos ni condiciones de apoyo entre la tibia y el peroné ni entre la tibia, la rótula y tendón rotuliano.

CAPÍTULO 4.
RESULTADOS

4.1. Introducción

En los resultados de los dos apartados de este proyecto, a partir de las cargas que actúan sobre el extremo proximal del fémur, se van analizar en el tejido óseo los desplazamientos obtenidos tanto en su magnitud como en los tres ejes del espacio (U_1 , U_2 , U_3), y las tensiones máximas (tracción) y mínimas (compresión); y en los componentes femoral y tibial del espaciador las tensiones máximas (tracción) y mínimas (compresión).

También evaluaremos la deformación equivalente en el tejido óseo, que tiene que resultar inferior al valor de 0,007, y que se obtiene de la expresión siguiente (Fig.4.1):

$$\varepsilon_{eq} = \sqrt{\frac{(\varepsilon_I - \varepsilon_{II})^2 + (\varepsilon_{II} - \varepsilon_{III})^2 + (\varepsilon_{III} - \varepsilon_I)^2}{2}}$$

Fig. 4.1 Ecuación para calcular el valor de la deformación equivalente.

4.2. Análisis de sensibilidad de los materiales del hueso

En el primer análisis se presentan cuatro modelos discretizados agrupando las densidades óseas en 5, 20, 50 y 100 materiales. Se comparan los resultados para la misma geometría (rodilla con espaciador en extensión completa, 0° de flexión), aplicando las mismas cargas (2000Nw repartidos en diez nodos de la superficie proximal del fémur, 200NW/nodo) y condiciones de contorno (la tibia se ha fijado distalmente restringiendo el movimiento de cuatro nodos) (Fig.3.7 del capítulo anterior), utilizando en cada uno de los cuatro modelos las propiedades de material correspondientes a las densidades medias (tablas T.3.2, T.3.3, T.3.4 y T.3.5 del capítulo anterior).

- **Desplazamientos del conjunto (Fig.4.2)**

La tabla 4.1 muestra los valores, en mm, de los desplazamientos. En los cuatro casos estudiados el mayor desplazamiento de la rodilla es en dirección U_2 (-Y), en la zona proximal del fémur con tendencia a desplazarse hacia delante, seguidos de U_1 (X) hacia medial. Sin embargo, hay diferencia cuantitativa entre la magnitud del desplazamiento del primer modelo (5 materiales), 9,008 mm, y las magnitudes del desplazamiento de los otros tres modelos (20, 50 y 100), con

valores en torno a 10,5 mm (diferencias superiores al 10%). Encontrando que el modelo de 50 materiales tiene valores intermedios entre los modelos de 20 y 100 materiales.

				5 Materiales	20 Materiales	50 Materiales	100 Materiales
U (magnitud)	Máx.	Fémur proximal		9,008	10,52	10,49	10,43
U1 (X)	(medial)	Máx.	Fémur proximal	3,038	3,018	3,017	3,003
U1 (-X)	(lateral)	min	Tibia distal	-0,01944	-0,03658	0,0367	-0,03344
U2 (Y)	(posterior)	Máx.	Tibia distal	0,00614	0,0117	0,01282	0,01332
U2 (-Y)	(anterior)	min	Fémur proximal	-9,28	-9,911	-9,883	-9,824
U3 (Z)	(arriba)	Máx.	Tibia proximal posterior lateral	1,655	1,728	1,727	1,718
U3 (-Z)	(abajo)	min	Parte anterior del fémur y del Esp.Sup.	-2,471	-2,622	-2,611	-2,597

Tabla 4.1 Valores de los desplazamientos (en mm) de los cuatro modelos discretizados con 5, 20, 50 y 100 materiales.

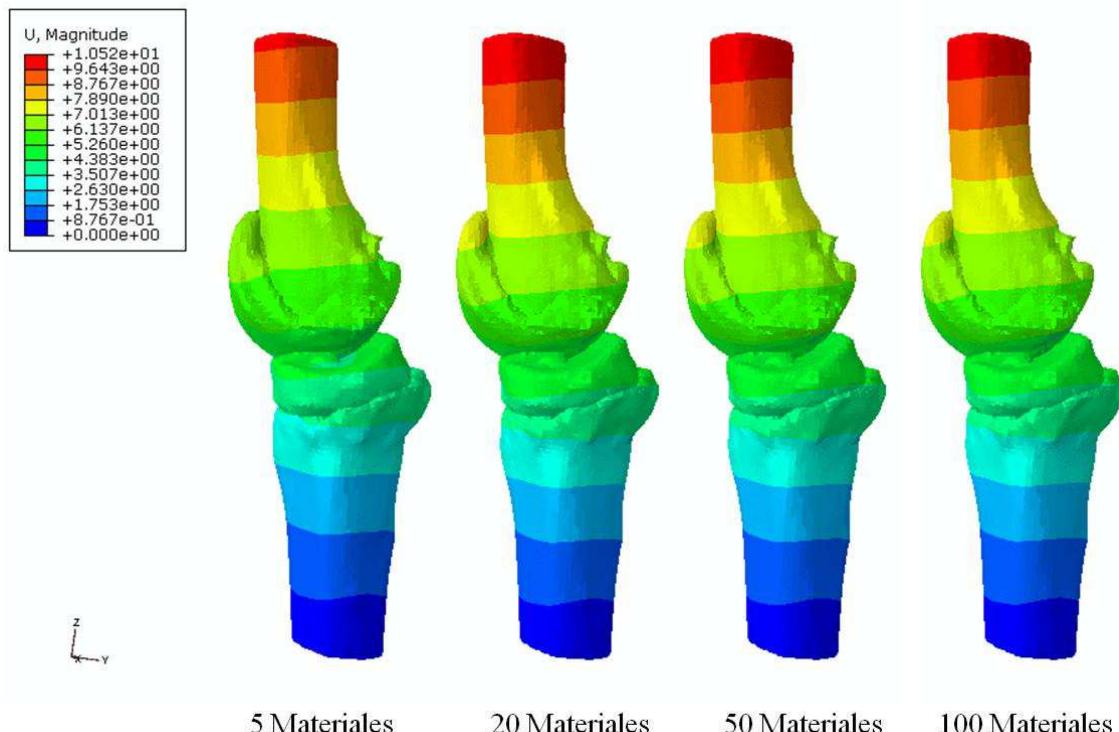


Fig. 4.2 Representación U magnitud (en mm) de cuatro modelos con 5, 20, 50 y 100 materiales medios respectivamente.

- **Tensiones en el tejido óseo:**

En cuanto a las tensiones, el comportamiento del tejido óseo en la tibia es similar en los cuatro modelos según se refleja en las representaciones de tensiones principales máximas y mínimas (figuras F.4.3 y F.4.4). En el fémur se observa compresión anterior, tracción en la zona proximal anterior y posterior, y tracción posterior localizada en el cóndilo lateral (figuras F.4.5 y F.4.6). En la tibia, igual que en el fémur pero con valores superiores, compresión anterior y tracción en la zona posterior, encontrando los valores máximos de compresión en la parte distal, cerca del empotramiento (despreciando las concentraciones de tensiones en los nodos restringidos de la tibia, tanto en tracción como en compresión), (figuras F.4.5 y F.4.6).

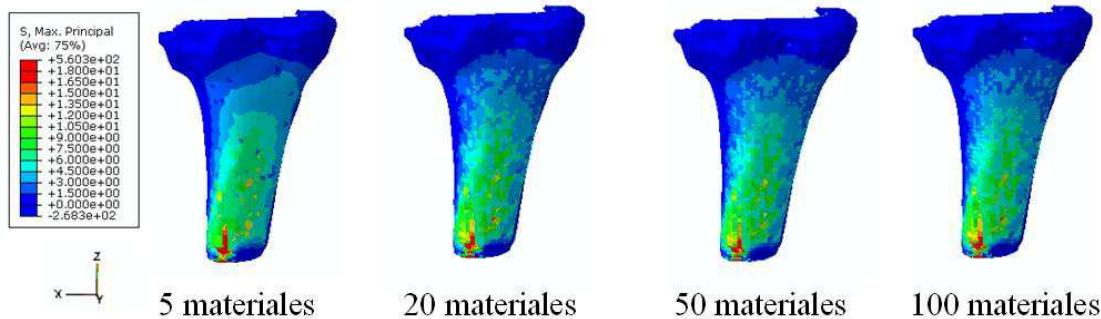


Fig. 4.3 Representación tensión principal máxima (MPa) en la tibia posterior, modelos de 5, 20, 50 y 100 materiales medios.

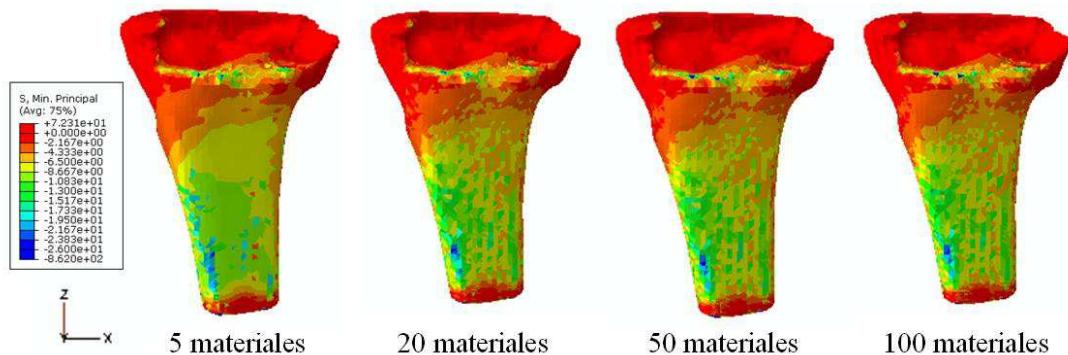


Fig. 4.4 Representación tensión principal mínima (MPa) en la tibia anterior, modelos de 5, 20, 50 y 100 materiales medios.

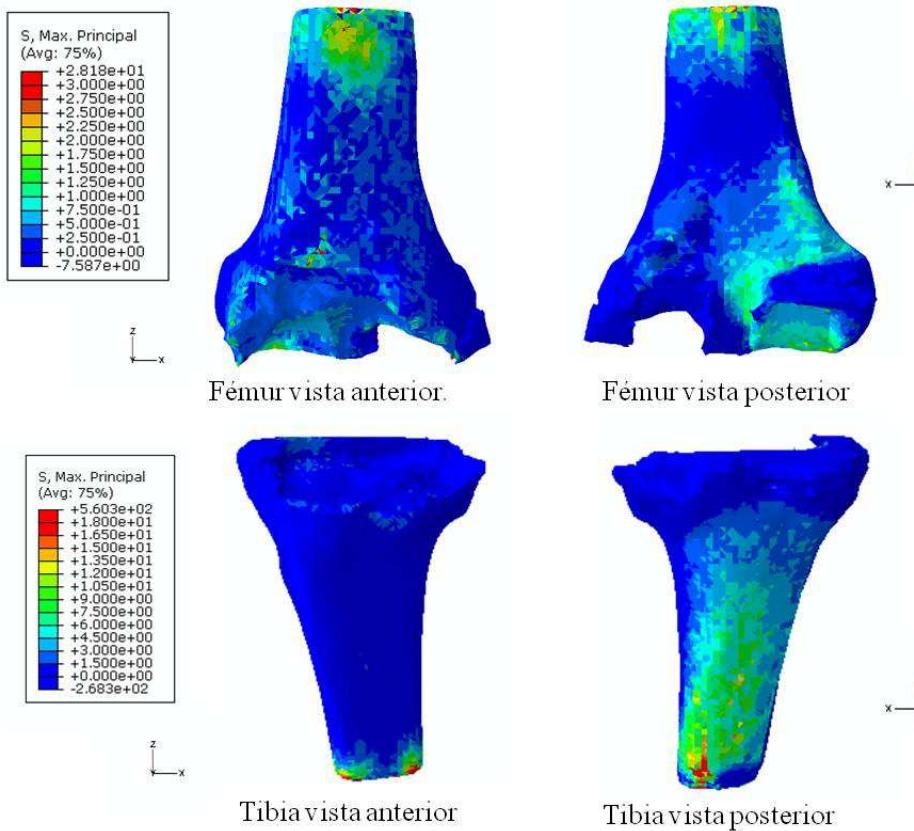


Fig. 4.5 Representación tensión principal máxima (MPa) en el tejido óseo, modelo de 50 materiales medios.

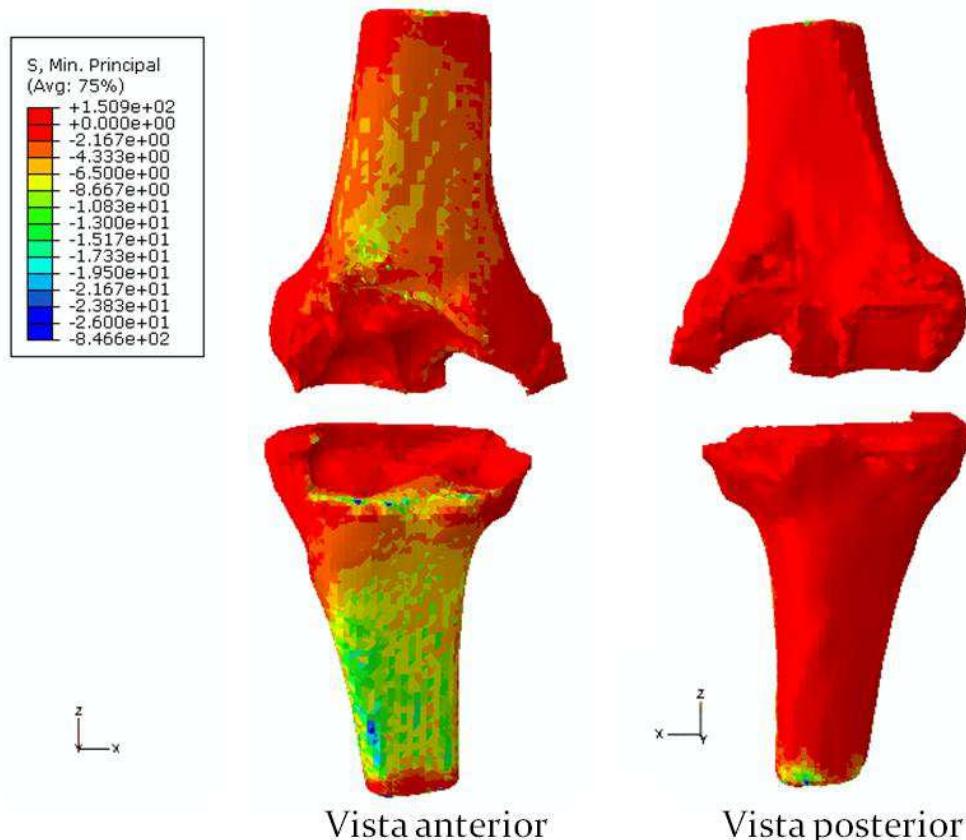


Fig. 4.6 Representación tensión principal mínima (MPa) en el tejido óseo, modelo de 50 materiales medios.

		5 Materiales	20 Materiales	50 Materiales	100 Materiales
TIBIA, Smáx. Principal (tracción)	Máx.	343,8	559,9	560,3	566,3
TIBIA, Smin. Principal (compresión)	Min	-862	-802,2	-846,6	-817,4
FÉMUR Smax. Principal (tracción)	Máx	29,12	23,57	28,18	27,73
FÉMUR Smin. Principal (compresión)	Min	-64,69	-64,69	-66,42	-66,69

Tabla 4.2 Valores de las tensiones (NW/mm^2), fémur y tibia de los cuatro modelos discretizados con 5, 20, 50 y 100 materiales. “Máximos y mínimos locales en los puntos de aplicación de las cargas y en las condiciones de apoyo.”

- **Deformación equivalente en el tejido óseo:**

Según se muestra en la figura F.4.7, la tibia presenta valores superiores de deformación equivalente que el fémur, y mayores en la cara anterior que en la posterior, aunque en ningún caso superior a 0,005, con lo que no se supera el valor máximo admisible de 0,007 (despreciando puntos de apoyo y aplicación de cargas). Comparando las imágenes de la figura F.4.8, que muestran la deformación equivalente en la tibia, anterior y posterior, en los modelos de 5, 20, 50 y 100 materiales medios, se observa que el modelo de 5 materiales medios, muestra diferencias con los modelos de 20, 50 y 100 materiales medios, que están más igualados.

		5 Materiales	20 Materiales	50 Materiales	100 Materiales
HUESO “Máximos locales”	Máx.	0,1415	0,1642	0,1604	0,1599
FÉMUR	Máx.	0,0025	0,0024	0,00245	0,00245
TIBIA	Máx.	0,0045	0,0044	0,0045	0,0045

Tabla 4.3 Deformación equivalente, fémur y tibia de los cuatro modelos discretizados con 5, 20, 50 y 100 materiales.

En general los números muestran una diferencia cuantitativa importante entre los resultados del primer modelo y los otros tres, el modelo de 5 materiales presenta valores diferentes en desplazamiento, tensiones y deformación equivalente (diferencias superiores al 10%). Por otro lado, el modelo de 50 materiales no cambia sustancialmente con los modelos de 20 y 100 materiales, presentando valores intermedios entre estos dos.

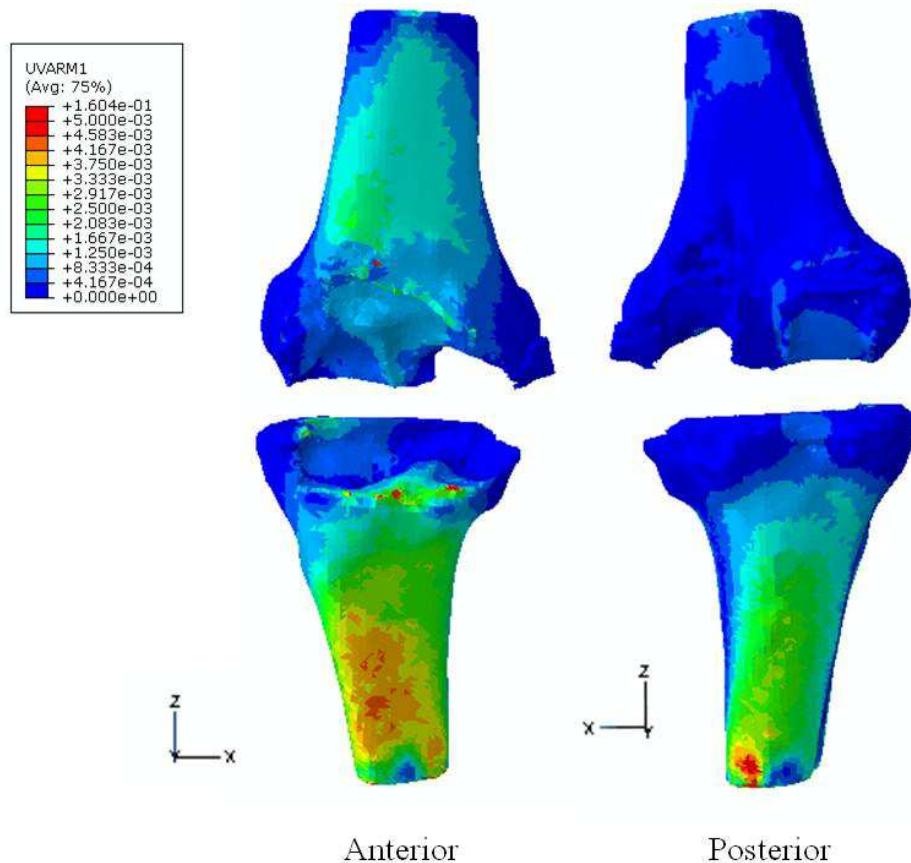


Fig. 4.7 Deformación equivalente en el tejido óseo, fémur y tibia del modelo de 50 materiales medios.

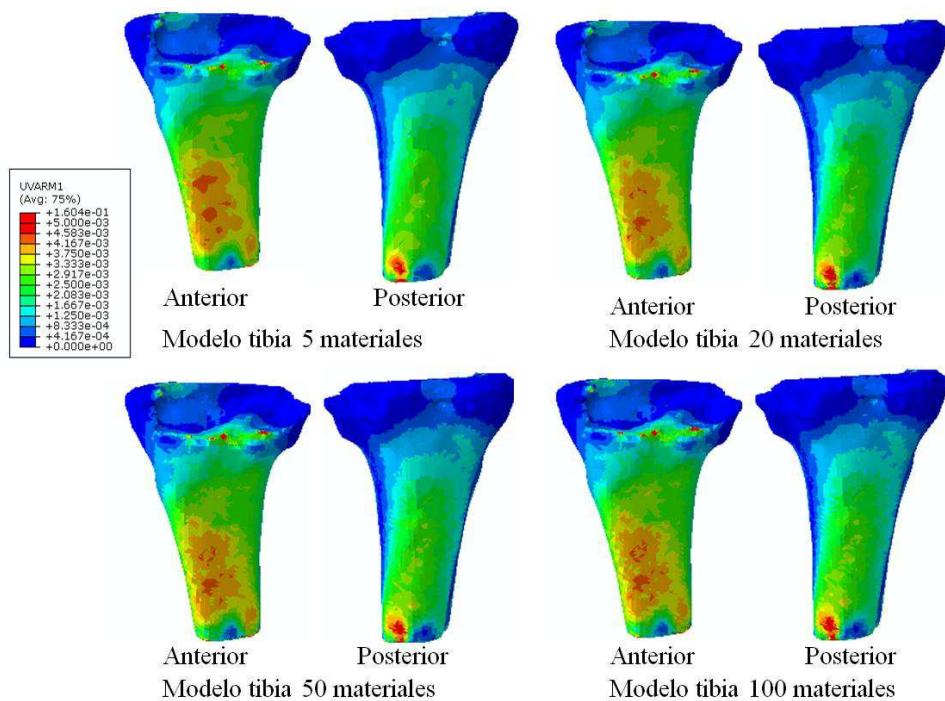


Fig. 4.8 Representación deformación equivalente en la tibia, modelos de 5, 20, 50 y 100 materiales medios.

■ Tensiones en el espaciador

Respecto al análisis de tensiones en el espaciador, la concentración de tensiones es similar en los cuatro modelos. En el componente tibial encontramos las mayores tensiones principales, tanto máximas como mínimas. En el componente tibial se observan las tensiones principales máximas, tracción en la zona anterior y en la superficie de contacto con el componente femoral, siendo más intensas en la zona de contacto lateral posterior (figuras F. 4.9 y F.4.10); y tensiones principales mínimas, compresión en la zona de contacto anterior (Fig. 4.11). En el componente femoral encontramos tensiones de compresión en la zona de contacto con el componente tibial (anterior central y anterior lateral) (Fig.4.13) y las tensiones principales máximas en la zona posterior lateral (figuras F.4.9 y F.4.12).

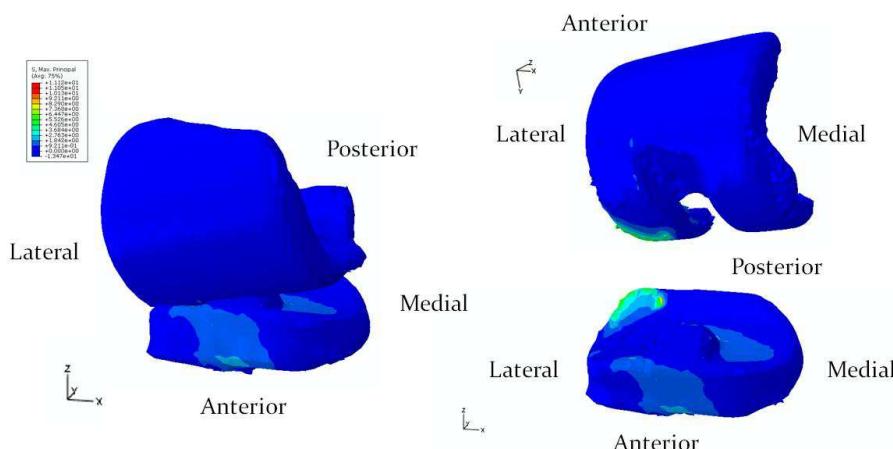


Fig. 4.9 Tensión principal máxima (MPa) en el espaciador, modelo 3D de 50 materiales medios en perspectiva. Referencias anterior, posterior, lateral y medial en la vista en perspectiva del espaciador.

Tanto las tensiones máximas principales, como las mínimas están localizadas en las mismas zonas en los cuatro modelos, y presentan valores similares (Tabla 4.4), ligeramente superiores en el caso del modelo de 5 materiales (menos de 1%) con respecto de los otros tres modelos, en los que, el de 50 materiales sigue presentando valores intermedios.

			5 Materiales	20 Materiales	50 Materiales	100 Materiales
Componente femoral	Tensión principal máxima (tracción).	Máx.	9,078	9,145	9,147	9,148
	Tensión principal mínima (compresión).	Min.	-29,9	-29,706	-29,697	-29,704
Componente tibial	Tensión principal máxima (tracción).	Máx.	11,12	11,06	11,06	11,05
	Tensión principal mínima (compresión).	Min.	-61,58	-61,04	-61,02	-61,04

Tabla 4.4 Valores de las tensiones principales máximas y mínimas en los componentes femoral y tibial del espaciador (NW/mm²), en los cuatro modelos discretizados con 5, 20, 50 y 100 materiales.

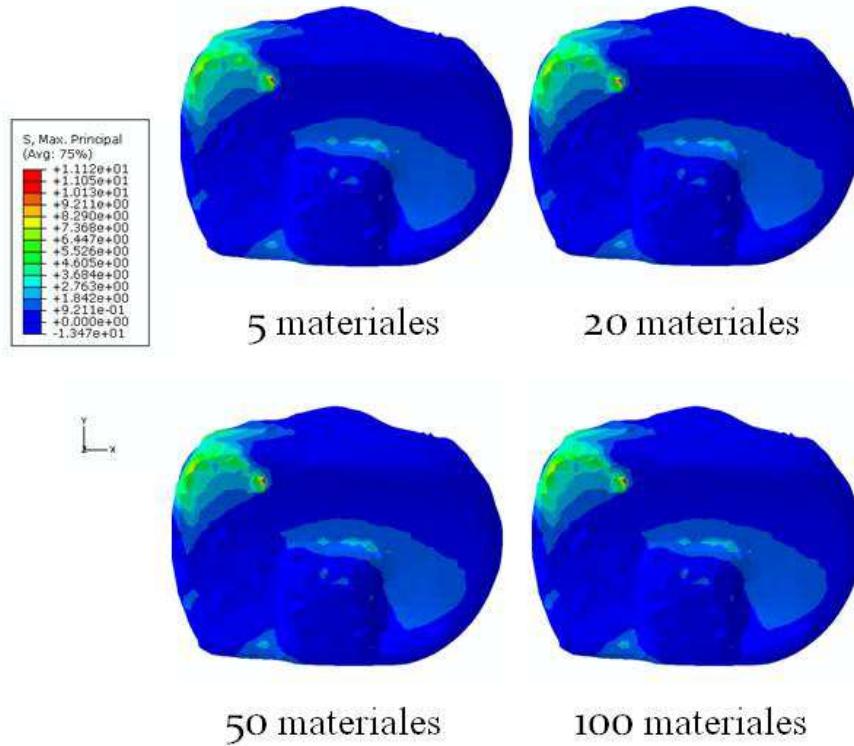


Fig. 4.10 Representación tensión principal máxima (Nw/mm^2) en el componente tibial del espaciador, modelos de 5, 20, 50 y 100 materiales medios.

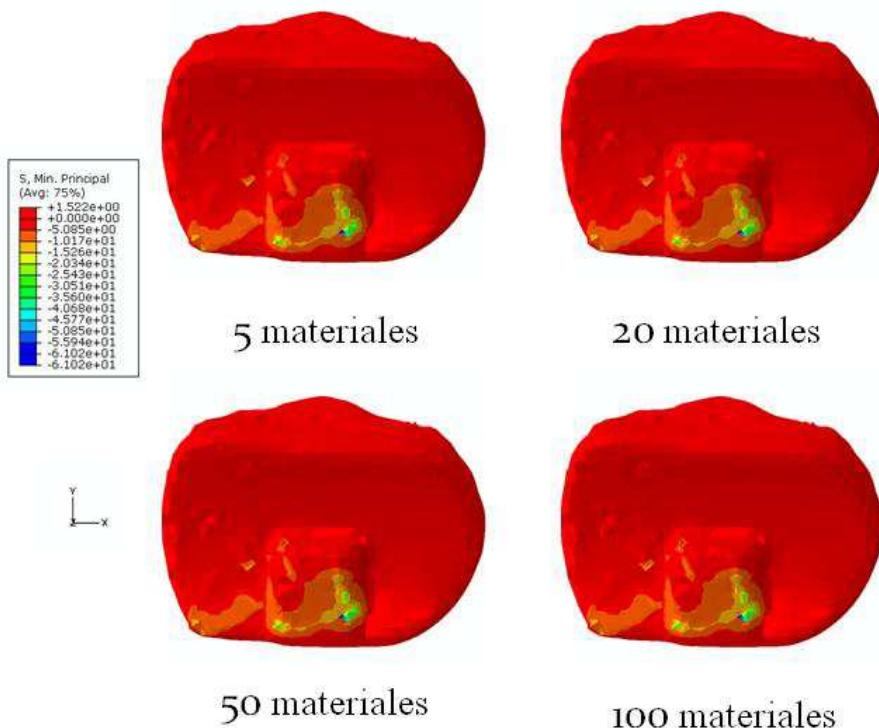


Fig. 4.11 Representación tensión principal mínima (Nw/mm^2) en el componente tibial del espaciador, modelos de 5, 20, 50 y 100 materiales medios.

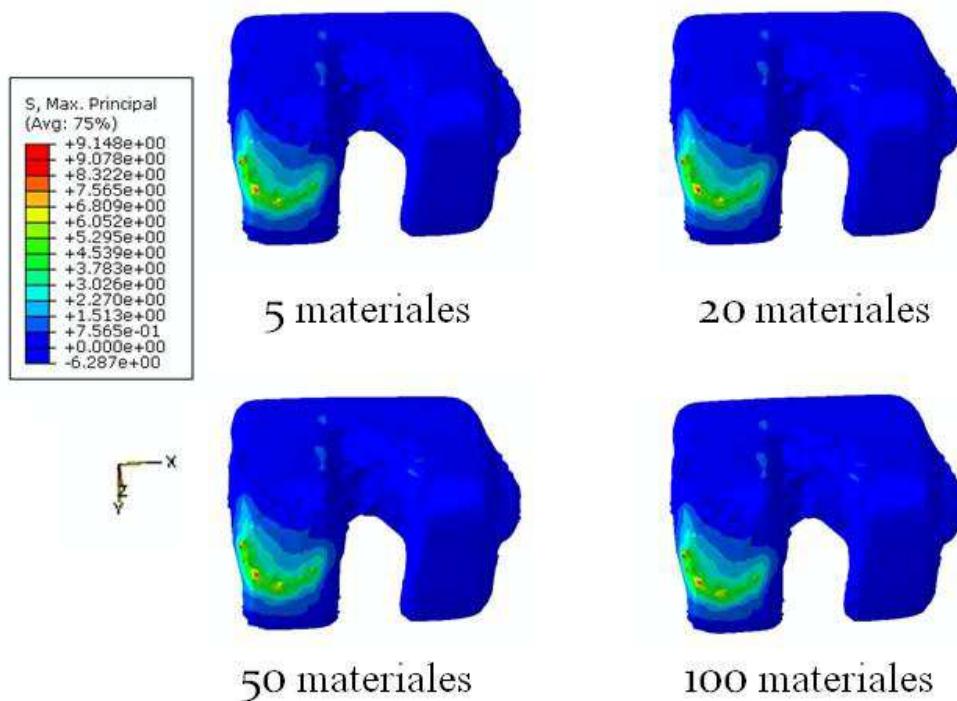


Fig. 4.12 Representación tensión principal máxima (Nw/mm²) en el componente femoral del espaciador, modelos de 5, 20, 50 y 100 materiales medios.

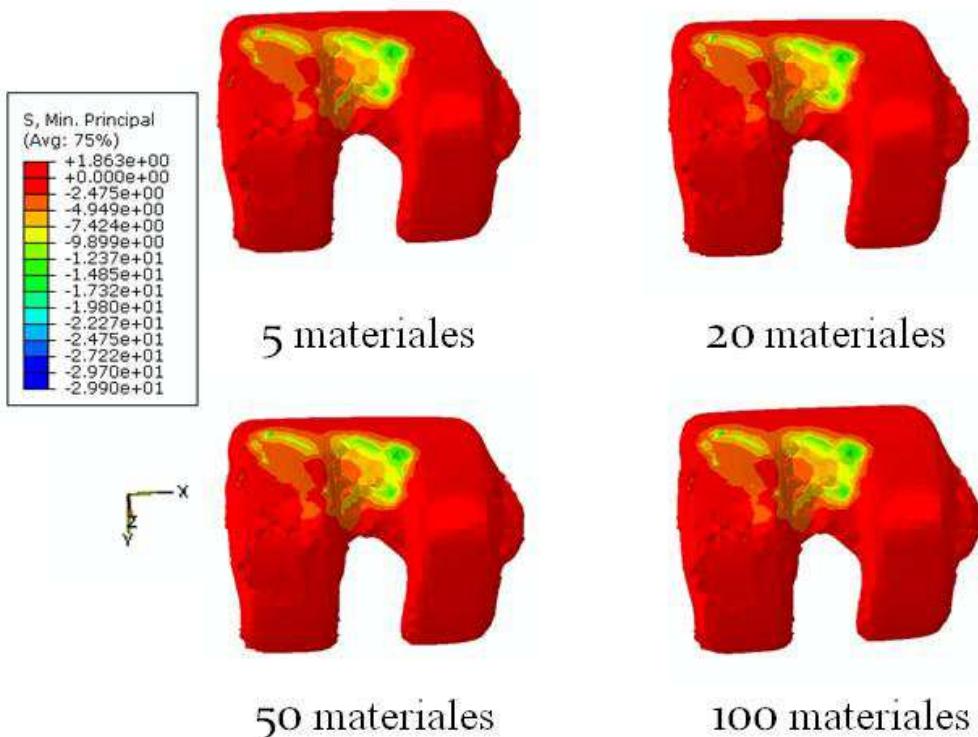


Fig. 4.13 Representación tensión principal mínima (Nw/mm²) en el componente femoral del espaciador, modelos de 5, 20, 50 y 100 materiales medios.

Para la segunda parte de este proyecto, se seleccionará el modelo de 50 materiales, ya que se ha demostrado que la tensión presenta valores intermedios entre los modelos de 20 y 100 materiales y la precisión es suficiente para los análisis posteriores.

4.3. Condiciones fisiológicas de la articulación

En esta segunda parte se analiza el efecto de las cargas (que se aplican repartidas en diez nodos de la superficie proximal del fémur), de 2'25, 1'85 y 3'5 veces el peso corporal, sobre el modelo discretizado con 50 materiales, en tres momentos del ciclo de la marcha a 5'5°, 15'5° y 4'5° de flexión respectivamente (Fig.3.8 y tabla 3.3 del capítulo anterior). Como en el apartado anterior la tibia se ha fijado distalmente restringiendo el movimiento de cuatro nodos.

- **Desplazamientos del conjunto (Fig.4.14)**

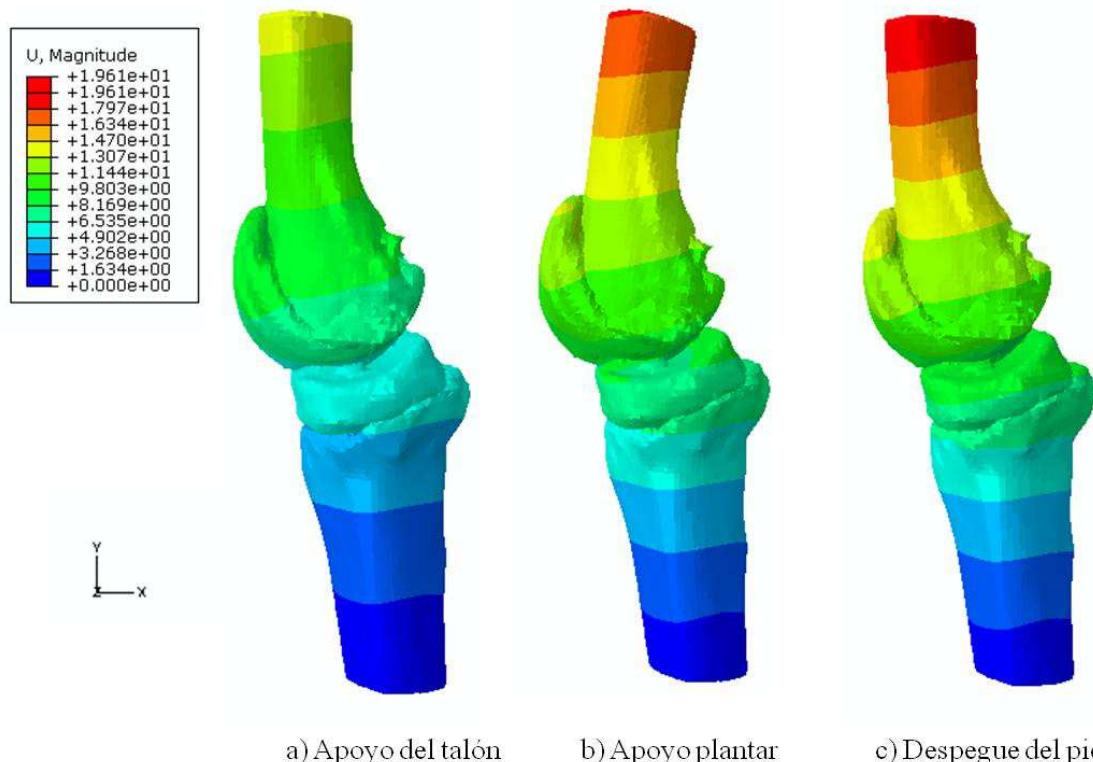


Fig. 4.14 Representación U magnitud (en mm) del modelo de 50 materiales medios, en tres momentos del ciclo de la marcha de: a) apoyo del talón, b) apoyo plantar y c) despegue del pie.

La tabla 4.5 muestra los valores, en mm, de los desplazamientos, en los tres momentos del apoyo del ciclo de la marcha en estudio: apoyo del talón, apoyo plantar y despegue del pie. En estos tres momentos, el mayor desplazamiento de la rodilla es en dirección U₂ (-Y), en la zona proximal del fémur con tendencia a desplazarse hacia delante, seguidos de U₁ (X), también en la zona proximal del fémur, con tendencia a desplazarse hacia medial.

Los valores máximos del desplazamiento, tanto en su magnitud como en los ejes, aparecen en el momento de despegue del pie (magnitud desplazamiento de 19,61 mm).

		Localización	5'5° flexión	Localización	15'5° flexión	Localización	4'5° flexión
U magnitud	Máx.	Fémur proximal.	13,963	Fémur proximal	18,17	Diáfisis del fémur.	19,61
U1 (X)	Máx.	Fémur proximal.	5,979	Fémur proximal	7,601	Diáfisis del fémur.	7,683
U1 (-X)	Min.	Diáfisis de la tibia.	-0,035	Diáfisis de la tibia.	-0,038	Diáfisis de la tibia.	-0,053
U2 (Y)	Máx.	Tibia distal.	0,0052	Tibia distal.	0,0043	Diáfisis de la tibia.	0,0095
U2 (-Y)	Min.	Fémur proximal.	-12,43	Fémur proximal.	-16,46	Diáfisis del fémur.	-17,76
U3 (Z)	Máx.	Tibia proximal zona posteroexterna.	2,285	Tibia proximal zona posteroexterna.	3,206	Tibia proximal y fémur distal zona posteroexterna.	3,288
U3 (-Z)	Min.	Parte anterior interna del fémur y del Esp. Sup.	-3,825	Parte anterior interna del fémur y del Esp. Sup.	-4,529	Parte anterointerna del fémur y Esp. Sup. e Inf.	-5,143

Tabla 4.5 Valores de los desplazamientos (en mm) en el modelo discretizado con 50 materiales medios, en tres momentos del ciclo de la marcha: 5,5° flexión (apoyo del talón), 15,5° flexión (apoyo plantar) y 4,5° flexión (despegue del pie).

▪ Tensiones en el tejido óseo

En los tres momentos estudiados del ciclo de la marcha, las tensiones principales máximas y mínimas aparecen en la tibia (Tabla 4.6) y muestran distribuciones similares. En las figuras F.4.15 y F.4.16 se observa que en los tres casos, la cara posterior de la tibia trabaja a tracción, mientras que la cara anterior lo hace a compresión.

Es en el momento de despegue del pie, donde se observan valores máximos, con tensiones máximas en tracción de hasta 30 MPa (posterior hacia medial) (Fig. 4.14), y mínimas en compresión de hasta -40 MPa (anterior hacia lateral) (Fig.4.15), en todo momento dentro de los límites admisibles (despreciando las concentraciones de tensiones en los nodos restringidos de tibia). Esto es debido a que en el momento de despegue del pie la carga es bastante mayor que en los otros dos momentos.

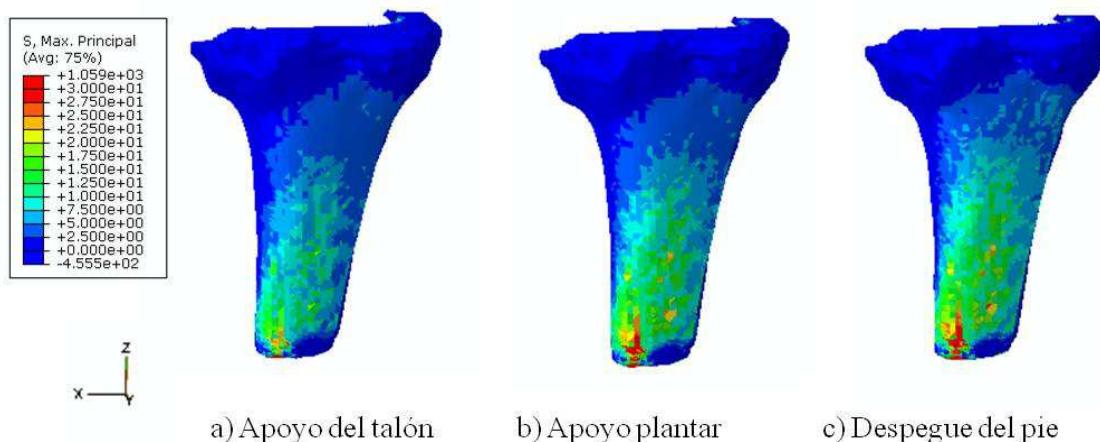


Fig. 4.15 Representación tensión principal máxima (Nw/mm^2) en la tibia posterior del modelo de 50 materiales medios, en tres momentos del ciclo de la marcha: a) apoyo del talón, b) apoyo plantar y c) despegue del pie.

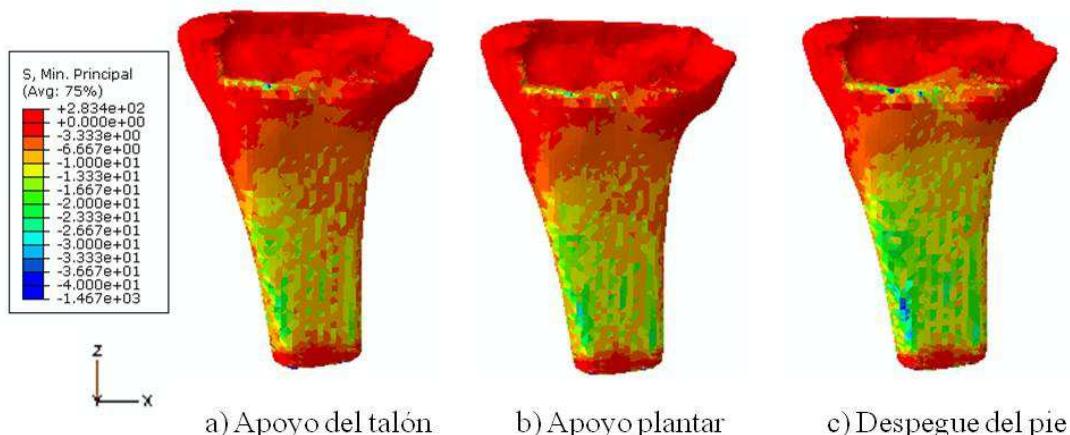


Fig. 4.16 Representación tensión principal mínima (Nw/mm^2) en la tibia anterior del modelo de 50 materiales medios, en tres momentos del ciclo de la marcha: a) apoyo del talón, b) apoyo plantar y c) despegue del pie.

		5'5º flexión	15'5º flexión	4'5º flexión
TIBIA, Smáx. Principal (tracción)	Máx.	734,1	1030	1059
TIBIA, Smin. Principal (compresión)	Min.	-1004	-1314	-1467
FÉMUR Smax. Principal (tracción)	Máx.	22,20	18,25	34,53
FÉMUR Smin. Principal (compresión)	Min.	-52,31	-45	-81,37

Tabla 4.6 Valores de las tensiones principales máximas y mínimas (NW/mm^2), fémur y tibia en el modelo discretizado con 50 materiales medios, en tres momentos del ciclo de la marcha: 5,5º flexión (apoyo del talón), 15,5º flexión (apoyo plantar) y 4,5º flexión (despegue del pie). “Máximos y mínimos locales en los puntos de aplicación de las cargas y en las condiciones de apoyo.”

Según se muestra en la tabla T.4.6, la tensión principal máxima presenta unos máximos locales por encima del límite a tracción del hueso (30 MPa), que se deben fundamentalmente a la condición de apoyo (casos de apoyo plantar y despegue del pie) (Fig.4.15), por lo que en ningún caso cabría pensar en problemas de fractura del hueso.

▪ Deformación equivalente en el tejido óseo

En la figura F.4.17 se muestra la deformación equivalente en la tibia anterior y posterior en los tres modelos del ciclo de la marcha estudiados. En los tres modelos se siguen viendo distribuciones similares, pero con valores superiores en el momento de despegue del pie.

En la parte posterior de la tibia distal, encontramos zonas con máximos locales que superan el máximo admisible (Fig.4.17), esta situación puede explicarse como un efecto local provocado por las condiciones de apoyo. Sin embargo, en el momento de despegue del pie, en la parte anterior de la tibia se observan dos zonas donde se supera el valor admisible de deformación equivalente para el tejido óseo (0,007), en la diáfisis y en una pequeña zona de contacto con el componente tibial del espaciador (señaladas con dos círculos rojos en la figura Fig.4.17). Estos casos ya no representan máximos locales, son zonas importantes con deformaciones por encima del valor admisible para el hueso. La transmisión de las cargas de la parte proximal del fémur a la tibia a través del espaciador no es la más adecuada (en una prótesis se realiza a través de las zonas centrales de los cóndilos, mientras que en la rodilla sana el menisco permite una transmisión de tensiones sobre la periferia de los cóndilos), circunstancia que explicaría estos valores por encima del límite admisible y que a largo plazo favorecería la aparición de alguna fractura de la tibia.

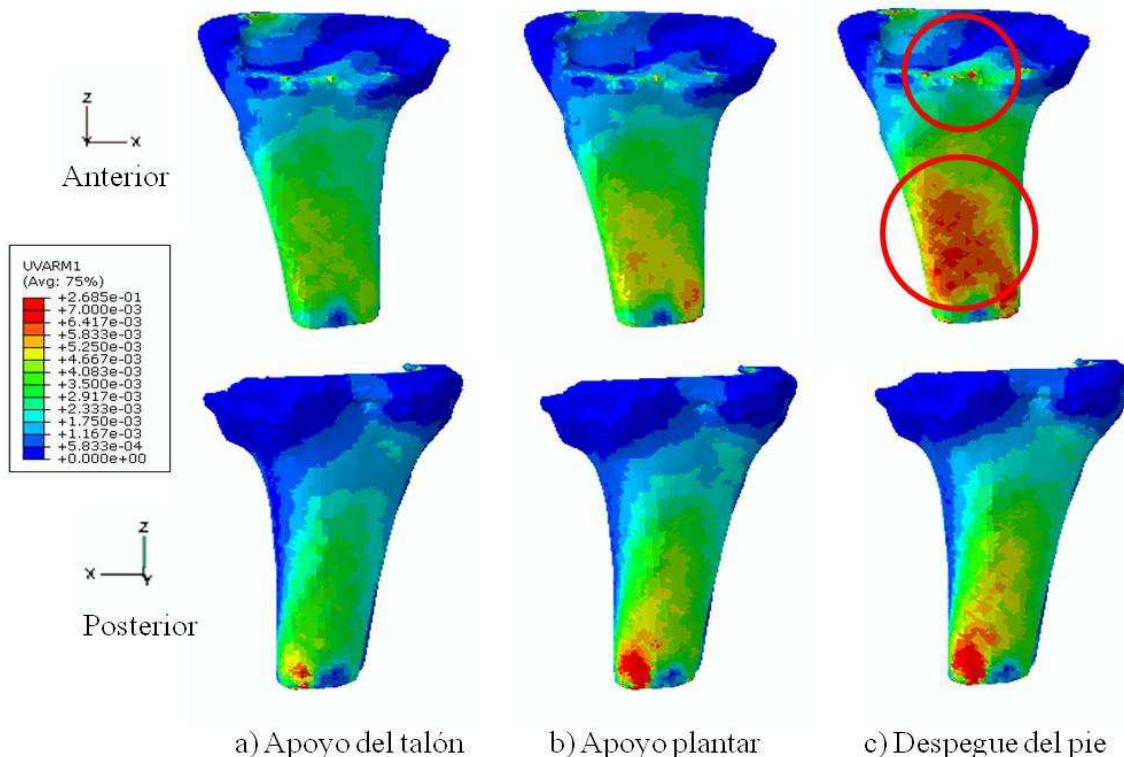


Fig. 4.17 Representación deformación equivalente en la tibia anterior y posterior del modelo de 50 materiales medios, en tres momentos del ciclo de la marcha: a) apoyo del talón, b) apoyo plantar y c) despegue del pie.

		5'5º flexión	15'5º flexión	4'5º flexión
TIBIA “Máximos locales”	Máx.	0,1841	0,2603	0,2685
FÉMUR “Máximos locales”	Máx.	0,0339	0,0279	0,0528
TIBIA	Máx.	0,005	0,0063	0,007

Tabla 4.7 Deformación equivalente, fémur y tibia en el modelo discretizado con 50 materiales medios, en tres momentos del ciclo de la marcha: 5,5º flexión (apoyo del talón), 15,5º flexión (apoyo plantar) y 4,5º flexión (despegue del pie). “Máximos y mínimos locales en los puntos de aplicación de las cargas y en las condiciones de apoyo.”

▪ Tensiones en el espaciador

En cuanto a las tensiones obtenidas en el espaciador, en los tres momentos de apoyo del ciclo de la marcha en estudio se superan los límites de tensión máximos admisibles para el cemento óseo (Tabla 4.7). Estos valores se encuentran localizados en dos zonas concretas de contacto entre los dos componentes del espaciador (Fig.4.18, Fig.4.19, Fig.4.20 y Fig.4.21), y son consecuencia de la inclinación excesiva de espaciador (articulación en varo, ver Fig.1.1 del capítulo 1).

Estos máximos a largo plazo provocarían el desgaste del espaciador alterando su integridad, favoreciendo la creación de grietas, desprendimiento de partículas, y rupturas, exponiendo a la articulación a dolor, inflamación y reabsorción ósea.

			5'5º flexión	15'5º flexión	15'5º flexión
Componente femoral	Tensión principal máxima (tracción)	Máx.	280,7	145,7	125,4
	Tensión principal mínima (compresión)	Min.	-421,3	-79,52	-248,4
Componente tibial	Tensión principal máxima (tracción)	Máx.	100,5	73,1	45,75
	Tensión principal mínima (compresión)	Min.	-299,438	-333,9	-450,4

Tabla 4.7 Valores de las tensiones principales máximas y mínimas en los componentes femoral y tibial del espaciador (NW/mm²), en el modelo discretizado con 50 materiales medios, y en tres momentos del ciclo de la marcha: 5,5º flexión (apoyo del talón), 15,5º flexión (apoyo plantar) y 4,5º flexión (despegue del pie).

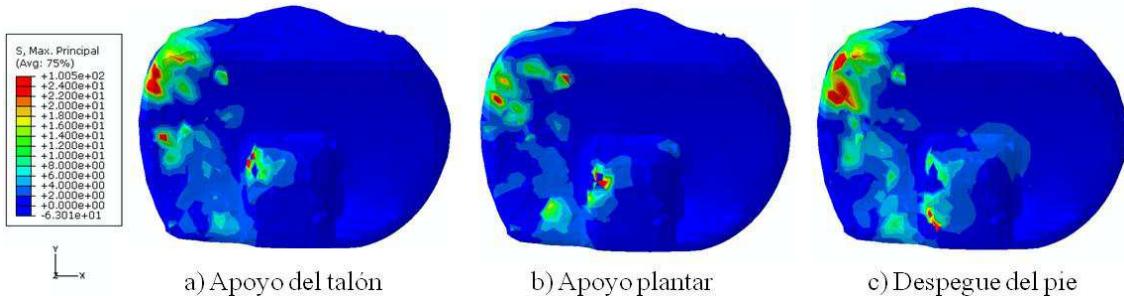


Fig. 4.18 Representación tensión principal máxima (Nw/mm²) en el componente tibial del espaciador del modelo de 50 materiales medios, en tres momentos del ciclo de la marcha: a) apoyo del talón, b) apoyo plantar y c) despegue del pie.

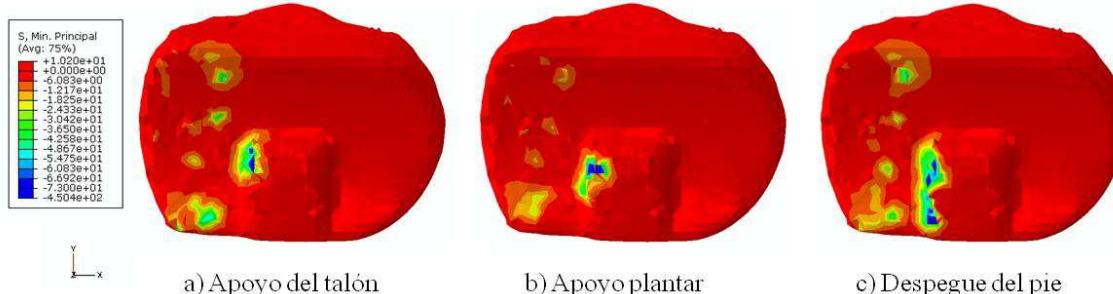


Fig. 4.19 Representación tensión principal mínima (Nw/mm²) en el componente tibial del espaciador del modelo de 50 materiales medios, en tres momentos del ciclo de la marcha: a) apoyo del talón, b) apoyo plantar y c) despegue del pie.

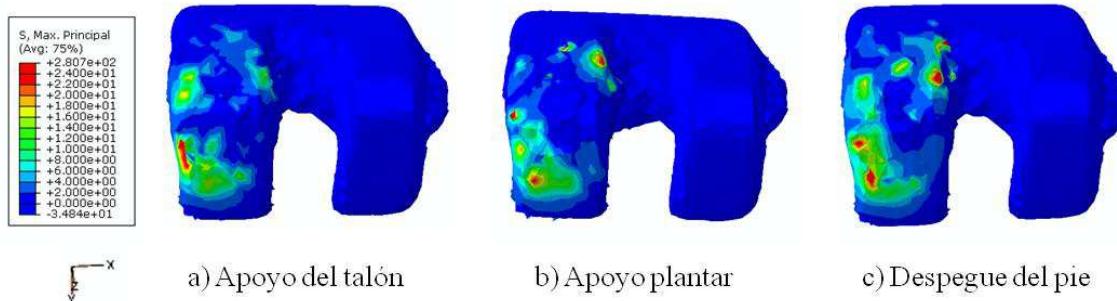


Fig. 4.20 Representación tensión principal máxima (Nw/mm^2) en el componente femoral del espaciador del modelo de 50 materiales medios, en tres momentos del ciclo de la marcha: a) apoyo del talón, b) apoyo plantar y c) despegue del pie.

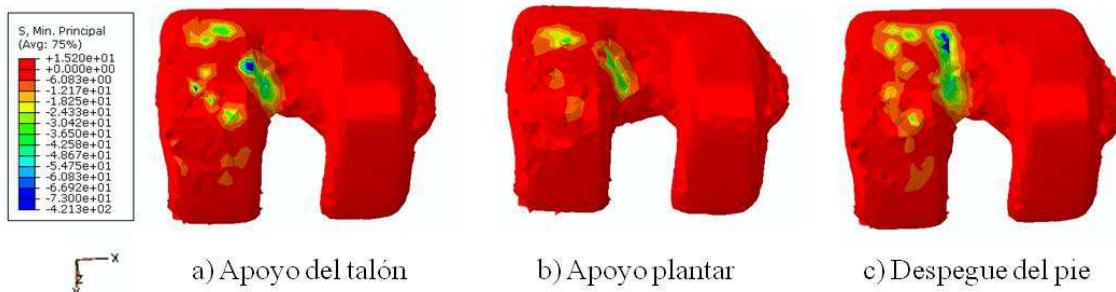


Fig. 4.21 Representación tensión principal mínima (Nw/mm^2) en el componente femoral del espaciador del modelo de 50 materiales medios, en tres momentos ciclo de la marcha: a) apoyo del talón, b) apoyo plantar y c) despegue del pie.

CAPÍTULO 5.

CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

5.1. Introducción

En este capítulo se resume el trabajo realizado y las principales conclusiones derivadas de la investigación desarrollada en este Proyecto Fin de Carrera.

Tras las conclusiones, se enumeran algunas líneas de desarrollo del proyecto como posible continuación al trabajo de investigación realizado.

5.2. Resumen de los principales resultados y conclusiones

En los resultados de los dos apartados de este proyecto, a partir de las cargas que actúan sobre el extremo proximal del fémur y fijando la tibia distalmente, se han analizando en el conjunto los desplazamientos, en el tejido óseo deformación equivalente y tensiones principales, y en el espaciador tensiones principales.

- I. En el primer análisis se presentan cuatro modelos discretizados agrupando las densidades óseas en 5, 20, 50 y 100 materiales de densidades medias, sobre la misma geometría a 0° de flexión y aplicando las mismas cargas. A partir de los resultados obtenidos se ha llegado a las conclusiones siguientes:
 - _ En los cuatro casos estudiados el mayor desplazamiento de la rodilla es en dirección U₂ (-Y), en la zona proximal del fémur con tendencia a desplazarse hacia delante, seguidos de U₁ (X) hacia medial.
 - _ El comportamiento del tejido óseo es similar en los cuatro modelos, compresión anterior y tracción en la zona posterior, con valores mayores en la tibia.
 - _ En el tejido óseo los números muestran una diferencia cuantitativa importante entre los resultados del primer modelo y los otros tres, en desplazamiento, tensiones y deformación equivalente (diferencias superiores al 10%). Por otro lado, el modelo de 50 materiales no cambia sustancialmente con los modelos de 20 y 100 materiales, presentando valores intermedios entre estos dos.
 - _ En cuanto a las tensiones en el espaciador, las mayores tensiones principales, tanto máximas como mínimas se encuentran en el componente tibial, y presentan valores similares en los cuatro modelos, ligeramente superiores en el caso del modelo de 5 materiales (menos de 1%) con respecto de los otros tres modelos, en los que, el de 50 materiales sigue presentando valores intermedios.

II. En la segunda parte se analiza el efecto de las cargas, de 2'25, 1'85 y 3'5 veces el peso corporal, sobre el modelo discretizado con 50 materiales, en tres momentos del ciclo de la marcha a 5'5°, 15'5° y 4'5° de flexión respectivamente. Con las conclusiones siguientes:

- En los tres momentos, el mayor desplazamiento de la rodilla es en dirección U2 (-Y), en la zona proximal del fémur con tendencia a desplazarse hacia delante, seguidos de U1 (X), también en la zona proximal del fémur, con tendencia a desplazarse hacia medial.
- Los valores máximos del desplazamiento, tanto en su magnitud como en los ejes, aparecen en el momento de despegue del pie.
- En los tres momentos estudiados del ciclo de la marcha, las tensiones principales máximas y mínimas aparecen en la tibia y muestran distribuciones similares. Tracción posterior y compresión anterior.
- Es en el momento de despegue del pie, donde se observan valores máximos, con tensiones máximas en tracción de hasta 30 MPa (posterior hacia medial), y mínimas en compresión de hasta -40 MPa (anterior hacia lateral). Esto es debido a que en el momento de despegue del pie la carga es bastante mayor que en los otros dos momentos.
- En la figura F.4.17 se muestra la deformación equivalente en la tibia anterior y posterior en los tres modelos del ciclo de la marcha estudiados. En los tres modelos se siguen viendo distribuciones similares, pero con valores superiores en el momento de despegue del pie.
- En cuanto a la deformación equivalente, en el momento de despegue del pie, en la parte anterior de la tibia se supera el valor admisible de deformación equivalente para el tejido óseo (0,007), en la diáfisis y en la zona de contacto con el componente tibial del espaciador. La transmisión de las cargas de la parte proximal del fémur a la tibia a través del espaciador no es adecuada, circunstancia que explicaría estos valores por encima del límite admisible y que a largo plazo favorecería la aparición de alguna fractura de la tibia.
- En cuanto a las tensiones obtenidas en el espaciador, en los tres momentos de apoyo del ciclo de la marcha en estudio se superan los límites de tensión máximos admisibles para el cemento óseo. Estos valores se encuentran localizados en dos zonas concretas de contacto entre los dos componentes del espaciador y son consecuencia de la inclinación excesiva de espaciador. Estos máximos a largo plazo provocarían el desgaste del espaciador alterando su integridad.

A partir de los resultados obtenidos, se tienen como conclusiones finales,

- I. Evidentemente, agrupando el tejido óseo en 5 materiales de densidades medias, se están considerando rangos de densidades amplios, con propiedades medias para cada uno de los grupos de elementos, lo que implica que muchos de los elementos tienen en realidad una densidad sustancialmente distinta de la que les ha sido aplicada y por lo tanto propiedades mecánicas muy diferentes. Lo que se traduce en una diferencia apreciable en los resultados. Cuantos más materiales medios, más próximos serán los resultados a la realidad. Sin embargo, se ha demostrado que en el modelo de 50 materiales, la tensión presenta valores intermedios entre los modelos de 20 y 100 materiales, lo que hace suponer que considerando 50 materiales la precisión es suficiente para el análisis.
- II. Efectivamente el espaciador es un elemento temporal, coincidiendo con las indicaciones del fabricante, el cual expresamente advierte que el dispositivo está destinado a un uso temporal máximo de 180 días, indicando que permite un movimiento limitado del miembro distal en relación con el miembro proximal para la movilidad básica (sentarse, levantarse, caminar) en condiciones de carga parcial (carga protegida con el uso de muletas, bastones, andadores). Según se ha comprobado tanto las tensiones que aparecen en el cemento como las deformaciones en la tibia en algún momento superan los valores límite, que exponen al hueso a una posible fractura y al deterioro excesivamente rápido del espaciador, favoreciendo la creación de grietas, desprendimiento de partículas, y rupturas, exponiendo a la articulación a dolor, inflamación y reabsorción ósea.

5.3. Líneas futuras

1. En este trabajo se ha considerado el espaciador como un bloque, con sus componentes femoral y tibial unidos. Para obtener una simulación más realista habría que realizar el análisis con los componentes separados y simular el contacto entre sus superficies.
2. Estudiar otros tipos de espaciadores con otras geometrías.
3. Simular en un paciente todo el proceso, desde el análisis de la rodilla protésica con el primer recambio, pasando por el espaciador temporal, y por último la rodilla con la nueva prótesis.

CAPÍTULO 6.

BIBLIOGRAFÍA

6. Bibliografía

■ Libro

Biomecánica articular y sustituciones protésicas
Instituto de Biomecánica de Valencia

■ Artículos y páginas web

<http://www.mibienestar.es/salud/2-general/2-biomecanica.html>

Ortega Andreu, Barco Laakso y Rodríguez; 2002

Revista Ortop Traumatol 2002;5:476-484

<http://www.elsevier.es/sites/default/files/elsevier/pdf/129/129v46n05a13038057pdf001.pdf>

Cervantes Orozco, Martínez van Gils; 2009

http://reemplazoarticular.com/info/Cirugia_de_revision_de_la_artroplastia.pdf

<http://www.traumazamora.org/articulos/compliPTR/compliPTR1.html>

<http://es.wikipedia.org/wiki/Rodilla>

<http://fisiostar.com/anatomia/la-articulacion-de-la-rodilla.html>

http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen1/ciencia2/37/htm/sec_5.htm

<http://www.ferato.com/wiki/index.php/Hueso>

www.filescenter.com/descargasgratis/.../biomecanica%20osea.pdf

Leonardo Girard, 2008

Tesis Licenciatura: Diseño y construcción de prototipo de prótesis de rodilla.

http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/talles/documentos/lmt/de_1_lm/capitulo2.pdf

http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/talles/documentos/lep/.../capitulo3.pdf

Guingand y Breton, 2004

Título artículo: Rehabilitación y artroplastia total de rodilla

Enciclopedia Médico-Quirúrgica – E – **26-296-A-05** (2004)

<http://facilsalud.com/libros/ENCICLOPEDIAS%20DEPORTIVAS/Medicina%20Fisica/Aplicaciones/reumatologia%20y%20ortopedia/Rehabilitacion%20De%20Artroplastia%20Total%20De%20Rodilla.pdf>

Alburquerque, 2010

(profesor Colaborador del Área de Fisioterapia de la Universidad de Salamanca)

Apuntes de fundamentos de fisioterapia

www.fisiofundamental.com/guia/tema9.html

Patricia Acosta; 2010

Apuntes de Biomecánica. Universidad de Santander.

<http://fisiointegracion.files.wordpress.com/2010/05/biomecanica-marcha.pdf>

Sánchez Gutiérrez, Mardomingo Alonso y Pizones Arce
Implantes articulares: Principios generales. Pares de fricción
Hospital Universitario de Getafe, Madrid
<http://www.manualresidentecot.es/es/bloque-ii-biomecanica-y-biomateriales/23-implantes-articulares-principios-generales-pares-de-friccion>

Juanes del Valle, Martín Moreno y Domínguez Hernández
Biomateriales en COT. Aleaciones metálicas, polímeros y cerámicas
Hospital Clínico Universitario de Salamanca
<http://www.manualresidentecot.es/en/bloque-ii-biomecanica-y-biomateriales/15-biomateriales-en-cot-aleaciones-metalicas-polimeros-y-ceramicas>

<http://clinicadrdelacerda.com/tantalo-trabecular>

Cervantes Orozco, Martínez van Gils, 2009
http://reemplazoarticular.com/info/Cirugia_de_revision_de_la_artroplastia.pdf

Quanjun Cui, Mihalko, , Shields, Ries, Saleh, 2007
Título del artículo: Reseña sobre conceptos actuales Espaciadores de cemento impregnado de antibiótico para el tratamiento de la infección asociada con artroplastia total de cadera o de rodilla
J Bone Joint Surg Am. 2007;89:871-82
<http://www.jbjs.org/data/Journals/JBJS/923/JBJA0890408710E01.pdf>

<http://www.protesiscaderarodilla.com>

Catalogo A2C Suministros hospitalarios
<http://www.a2csum.com/catalogo.php?categoria=49>

Sevilla Sánchez, Pablo, Aparicio Bádenas, 2002
Master thesis : Biomecánica, materiales, diseño, procesos y tipos de prótesis en artroplastia de rodilla
<http://upcommons.upc.edu/pfc/handle/2099.1/5215>

Oshkuour et. Al, (in press)
Finite element analysis of tibia-femoral joint with graded bones
Medical Engineering and Physics: MEP –D-11-00489

Peng L, Bai J, Zeng X, Zhou Y, 2007
Título artículo: Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions
Medical, Engineering and Physics 28: 227-233
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16076560>

Beaupre GS, Orr TE, Carter DR, 1990
An approach of time-dependent bone modeling and remodeling-theoretical development.
J Orthop Res. 8:651- 661.

Virto García, Durán, Frutos Cabanillas, 2005
Master thesis : Optimización mediante modificaciones farmacotécnicas de matrices poliméricas: desarrollo de formulaciones alternativas
<http://eprints.ucm.es/tesis/far/ucm-t28571.pdf>