

Universidad de Holguín “Oscar Lucero Moya”
Facultad de Ingeniería
Departamento de Ingeniería Mecánica
Tesis para optar por el grado de Máster en CAD – CAM

Título: Diseño de prótesis interna total de rodilla

Autor: Vairon Vázquez Roa.

Tutores: **Dr. Daniel Roberto Hernández Ochoa**
Dr. Jorge Laureano Moya Rodríguez

Diseño de prótesis Interna de rodilla.

INTRODUCCIÓN

La sustitución protésica de las articulaciones ha sido uno de los mayores avances logrados por la cirugía ortopédica en este siglo. El esfuerzo conjunto de ingenieros y cirujanos ortopédcas ha posibilitado el desarrollo de los materiales y las técnicas para que ello sea posible. La sustitución protésica consiste en sustituir una articulación lesionada o artrósica por una articulación artificial denominada prótesis.

La razón más frecuente para colocar una prótesis de rodilla es eliminar el dolor y la incapacidad causada por una gran destrucción articular. Las superficies de la articulación pueden estar dañadas por la artrosis, proceso que provoca el desgaste del cartílago articular. La articulación también puede estar dañada por la artritis reumatoide. En esta enfermedad, la membrana sinovial produce unas sustancias químicas que destruyen el cartílago articular.

Debido al dolor y la rigidez el paciente evita utilizar la articulación. Los músculos que la rodean se debilitan y esto contribuye a dificultar la movilidad de la misma. Cuando la destrucción articular es importante, la prótesis total de rodilla puede permitir al paciente volver a desempeñar sus actividades diarias.

En el estudio de la artrosis o artritis reumatoidea hay que anotar los síntomas del paciente, realizar una exploración física y diversos análisis.

Una vez hecho el diagnóstico se considerará la posibilidad de colocar una prótesis cuando el tratamiento médico-rehabilitador u otras alternativas quirúrgicas hayan fracasado al no conseguir eliminar el dolor y la incapacidad.

Para comprender a cabalidad este trabajo se hace necesario definir el concepto de articulación: Una articulación es una estructura especial del cuerpo humano donde terminan dos o más huesos y cuyo engranaje permite el movimiento. Por ejemplo, el hueso de la pierna llamado tibia y el del muslo denominado fémur se unen formando la rodilla. La parte final del hueso de una articulación se halla cubierto de un material liso y reluciente que se llama cartílago. Este material amortigua las fuerzas que actúan sobre el hueso subyacente y permite que la articulación se mueva fácilmente y sin dolor. La articulación está incluida en una cápsula recubierta en su interior por un tejido liso llamado sinovial. La sinovial produce un lubricante denominado líquido

sinovial o sinovia que reduce la fricción y el desgaste de la articulación. También existen unos ligamentos que estabilizan la articulación. Cruzando las articulaciones hay músculos y tendones que además de aumentar su estabilidad favorecen el movimiento

Resulta imposible abarcar todos los aspectos en los que se está investigando respecto a las prótesis de rodilla. Los temas a abarcar son extensísimos y muy variados (geometría, congruencia, cinemática, materiales, etc.). El presente trabajo solamente se dedicará a los aspectos cuya relevancia se acerca más a los fundamentos teóricos de la biomecánica. Si bien temas tan importantes como la laxitud ligamentosa o el hiato óseo del recorte a la hora de la cirugía no van a ser tratados, sí se van a analizar otros temas relativos sobre todo a todo aquello concerniente al diseño de las prótesis.

Los materiales utilizados en las prótesis totales están diseñados para permitir una movilidad similar a la de la articulación normal. Se utilizan diversos metales, acero inoxidable, aleaciones de cobalto, cromo y titanio. También se utilizan plásticos como el polietileno que es extremadamente duradero y resistente al desgaste.

La rodilla es una articulación en bisagra que incluye al hueso del muslo (fémur) y al hueso de la espinilla (tibia). **La cirugía de reemplazo de rodilla es una técnica que elimina la articulación enferma de una rodilla y la sustituye por una articulación artificial (prótesis).** La razón más común para esta operación es la artrosis severa, que causa dolor incesante, deformidad de las articulaciones y problemas de movilidad. El procedimiento se conoce como “artroplastia total de rodilla”. La rodilla es una articulación parecida a una bisagra, formada en el punto de unión del fémur (hueso del muslo), la tibia (debajo de la rodilla) y la rótula. La rodilla se apoya en los músculos y ligamentos y está revestida de cartílago, que actúa de amortiguador. Con el tiempo, el cartílago puede desgastarse y ocasionar rigidez y dolor en la rodilla. Una **prótesis** de rodilla (articulación artificial) puede sustituir la articulación adolorida y restablecer su movimiento

La era moderna de las artroplastias totales de rodilla inicia en 1971 con Gunston, cuando introdujo una prótesis de baja fricción basada en la experiencia de Charnley: se trataba de dos superficies de acero que se articulaban contra una superficie de polietileno de alta densidad, y cementadas al hueso con polimetilmetacrilato.

A partir de entonces y con mayores conocimientos sobre la biomecánica de la rodilla, no sólo se desarrollaron nuevos implantes, sino que se modificaron los materiales utilizados para su elaboración y se implementaron nuevas técnicas para la fijación de los mismos.

- **Necesidad_**

Suministrar una prótesis interna total de rodilla de bajo costo, con materiales de bajo costo e inocuos que responda a la ergonomía del venezolano.

La mayor complicación potencial de una prótesis total de rodilla es la infección. Puede ocurrir justo en la zona de la herida o en profundidad alrededor de la prótesis. Puede ocurrir durante el ingreso en el hospital o una vez el paciente se halla en su casa, e incluso años después de la intervención. Las infecciones superficiales de la herida se tratan con antibióticos. Las infecciones profundas requieren tratamiento quirúrgico y retirada de la prótesis.

La infección puede producirse por diseminación de una infección localizada en otra parte del cuerpo. Para prevenir este tipo de infecciones, las personas portadoras de una prótesis total de rodilla deben tomar antibióticos antes de ser sometidas a manipulaciones dentales, sondajes urinarios u otros tipos de cirugía. Si se produce una infección debe ser tratada con antibióticos.

Existen otras complicaciones que están directamente relacionadas con la prótesis.

Aflojamiento. Es el problema mecánico más frecuente tras la implantación de una prótesis. Provoca dolor y si el aflojamiento es importante puede ser necesario sustituir la prótesis por otra. El desarrollo de nuevos métodos de fijación de la prótesis al hueso pueden minimizar o eliminar este problema en el futuro.

Luxación de la rótula. En importantes artrosis con grandes deformidades de la rodilla puede ocurrir que una vez colocada la prótesis la rótula se disloque. El paciente suele recolocarla espontáneamente. En algunos casos precisará una reintervención para solucionar el problema.

Desgaste. Suele producirse lentamente. Puede contribuir al aflojamiento aunque raramente es necesario reoperar a causa del desgaste aislado.

Rotura. La rotura de los implantes es muy rara. Si ocurre será necesaria una nueva intervención.

La característica más importante del movimiento de la articulación puede describirse como una combinación de deslizamiento y rodadura de los cóndilos femorales sobre el platillo tibial.

La tecnología de hoy parece muy avanzada en comparación a los primeros diseños del siglo XVII. Esta evolución ha sido posible como resultado de los investigadores que siguen explorando la mecánica, hidráulica, computación y biónica o tecnología neuroprotésica ¹.

La inestabilidad protésica es la tercera causa más frecuente de fallo de una prótesis total de rodilla (PTR). Entre el 10 y el 22% de las revisiones quirúrgicas se deben a esta causa. Además de factores individuales, como inestabilidades o deformidades previas, afección neuromuscular concomitante, artritis reumatoide u obesidad, las principales causas se deben a errores en la selección de la prótesis primaria o a defectos en la técnica quirúrgica, como inadecuadas resecciones óseas, no obtener un apropiado balance con espacio simétrico en extensión y flexión o producir una laxitud iatrogénica, por lo que pueden ser prevenibles. Para obtener un buen resultado en su corrección es imprescindible identificar la causa de la inestabilidad a fin de actuar sobre ella y no repetir los errores que la produjeron. La mayoría de los casos requerirán tratamiento quirúrgico y recambio protésico, por lo que en este artículo realizamos un análisis de los distintos modelos disponibles. Como regla general recomendamos utilizar un modelo de prótesis con la mínima constricción necesaria para lograr la estabilidad, teniendo en cuenta que una prótesis estabilizada posterior puede solucionar una inestabilidad en flexión, aunque no compensa una inestabilidad medio-lateral, y que si bien una prótesis altamente

¹ Bill, D., Prosthetic Knee Systems, en Military in-Step. 1993, Amputee Coalition of America: Estados Unidos de America. p.p. 49-50.

constreñida compensa inicialmente ambas inestabilidades, a largo plazo pueden producir complicaciones mecánicas²

Existen distintos tipos de prótesis que difieren en función de:

- La parte de la rodilla sustituida: prótesis parcial o completa (prótesis tri-compartmentales)
- El modo de fijación sobre la articulación de la rodilla
- El medio de estabilización de la rodilla utilizado
- La movilidad de los componentes de la prótesis: meseta fija o móvil.

Las prótesis tri-compartmentales son las más frecuente. Pueden utilizarse en la mayoría de las artrosis, incluso las que afectan a un sólo compartimento de la rodilla. Además, existen varios modelos y se utilizan según el estado de deformación de la rodilla, y permiten la conservación o no de los ligamentos cruzados. La elección de una de estas prótesis depende del estado de su rodilla. Puesto que cada caso es distinto, su médico es la persona más indicada para guiarle en la elección de un modelo. Los modelos de prótesis tri-compartmentales varían en función de 3 factores:

- El modo de fijación a la rodilla: con cemento o sin cemento
- El sistema de estabilización: Los distintos modelos permiten conservar bien los dos ligamentos cruzados, uno solo o ninguno.
- La movilidad de la meseta fija o móvil.

- **Problema científico**

Teniendo en cuenta los antecedentes anteriores se puede sintetizar el problema científico de la siguiente manera: La no existencia de un diseño nacional de una prótesis interna de rodilla con materiales de bajo costo y que garantice el confort y la movilidad del usuario.

- **Objeto de la investigación**

Prótesis interna total de la rodilla

² La prótesis total de rodilla inestable [Rodríguez-Merchán, F.C.; García-Tovar, O.I.](#) Published in Rev Ortop Traumatol.2009; 53(02):113-9 - vol.53 núm 02

- **Campo de la investigación**

Biomecánica. Diseño de Prótesis interna total de la rodilla.

- **Hipótesis**

Es posible diseñar un nuevo modelo de prótesis interna de rodilla de bajo costo y con posibilidades de fabricación en el país usando la modelación matemática y empleando materiales poliméricos para su fabricación.

- **Objetivo General**

El objetivo del trabajo aquí descrito es el de proponer un diseño de prótesis interna de rodilla que tenga el menor desgaste posible y que no se afloje y ponerlo al alcance de quien requiera estos dispositivos. Particularmente la prótesis deberá estar diseñada para personas de 15 a 75 años de edad y con un peso aproximado de 70 a 100 kg, y se inocua al paciente.

- **Objetivos específicos**

1. Diseñar un prototipo de prótesis interna de rodilla.
2. Evaluar la biomecánica de la prótesis.
3. Evaluar el desempeño y calcular la resistencia de los elementos de la prótesis, usando métodos numéricos.

- **Novedad Científica**

La novedad científica del trabajo la constituye el diseño de un nuevo modelo de prótesis interna de rodilla que soporte el desgaste y no se afloje y además sea de bajo costo.

- **Actualidad Importancia en la investigación**

Todos los aspectos relacionados con la rodilla no tienen, ni por asomo, una postura única ni universal. En el campo de la cirugía ortopédica de la rodilla las cosas se agravan con los distintos modelos de prótesis, polietilenos o cementados. Un ejemplo de ello, y quizás el más representativo de la literatura se puede encontrar en las conclusiones que puede ofrecer cualquier artículo: autores como Dennis o

Komistek³ buscan alcanzar una cinemática protésica lo más parecida a la rodilla fisiológica mientras que Uvehammer⁴ realiza la reflexión siguiente: «la cinemática requerida por una prótesis de rodilla puede no ser necesariamente la reproducida por una rodilla normal». Este simple conflicto de la cirugía protésica de rodilla, además de seguir propugnando el que la falta de conocimiento de la verdad favorezca la diversificación de opiniones, plantea problemas que acometen tanto a la biomecánica como a la medicina en general.

- **Métodos de Investigación utilizados**

A continuación se exponen los métodos utilizados en la investigación desarrollada, estos son:

Método histórico lógico

Este se aplica para establecer el estado del arte del tema de investigación, como marco teórico referencial, permitiendo conocer que se ha investigado sobre prótesis internas de rodilla y qué leyes o aspectos generales se abordan en el fenómeno que se estudia.

Método de inducción deducción

Se aplica para la evaluación de los diferentes modelos de prótesis interna total de rodilla y determinar sus ventajas y desventajas, con el objetivo de aplicarlos a un nuevo diseño de prótesis con menos aflojamiento y mayor resistencia al desgaste..

Método de Análisis y Síntesis

Se aplica para identificar las etapas del diseño de las prótesis internas de rodillas, los defectos que poseen las mismas y los materiales utilizados, estableciendo la relación entre ellas y así definir los pasos a seguir para diseñar una nueva prótesis.

Métodos Matemáticos

Se aplican al modelar el comportamiento cinemático de la prótesis interna en el proceso de diseño de la misma, permitiendo predecir si habrá problemas en el funcionamiento y también, al generar el perfil de la rótula que se desea obtener. Se usan los métodos numéricos para evaluar la resistencia de los diferentes elementos constituyentes de la prótesis así como simular su movimiento

³ HAAS B D, KOMISTEK R D, DENNIS D A. In vivo kinematics of the low contact stress rotating platform total knee. Orthopedics 2002; 25 (Suppl 1): 219-226.

⁴ UVEHAMMER J, KARRHOLM J, BRANDSSON S. In vivo kinematics of total knee arthroplasty. J Bone Joint Surg (Br) 2000; 82: 499-505

Método de la Observación Científica Participativa y No Participativa

Consiste en la percepción directa del objeto de investigación. Constituye el instrumento universal del investigador. La observación, no por ser método empírico deja de ser científico, la observación no es simplemente “mirar”. Es observar, ver, la dinámica de los fenómenos, ver como se “mueven” las variables independientes en su accionar en el objeto; ver su repuesta y efectos, a través de las variables dependientes. En el caso particular de las prótesis totales de rodilla se ha hecho una profunda observación de sus características, principios de funcionamiento, costos, etc. Se han estudiado videos de prótesis en funcionamiento y radiografías de los pacientes a los que se les han colocado prótesis

Medición

Se desarrolla con el objeto de obtener información numérica acerca de una propiedad o calidad del objeto o fenómeno (se comparan las magnitudes medibles y conocidas, según una unidad de medida). Durante la medición intervienen: el objeto y la propiedad (que se va a medir), las unidades de medición y el instrumento, el sujeto (el que realiza la medición) y los resultados (que se esperan alcanzar). Se ha obtenido información de los parámetros geométricos de las principales prótesis existentes en el mercado y además se realizaron mediciones en una prótesis real

- **Estructura de la tesis:**

La tesis consta de Introducción, capítulo I donde se establece el marco teórico de la investigación, el capítulo II donde se hace un análisis de la biomecánica de la rodilla, el capítulo III donde se desarrolla y evalúa el diseño de la nueva prótesis. Finalmente se establecen las conclusiones y las recomendaciones.

Capítulo I . Marco teórico.

La investigación interdisciplinaria es en gran medida una necesidad cuando se trata de las prótesis internas de rodillas. Requiere del conocimiento de una amplia gama de ramas de la ortopedia, ciencias de los materiales, diseño y análisis.

En el campo de la investigación, se utilizan diversas herramientas para el estudio de los diferentes fenómenos. La biomecánica recurre a herramientas como fotogrametría, electromiografía, plantillas instrumentadas, resonancias magnéticas, creación de prototipos virtuales, para el estudio de diversos fenómenos en el ser humano.

En el siglo XVIII por primera vez se usaron en Francia alambres de latón y hierro para la fijación de las fracturas. Más tarde fue introducido el alambre de plata pero las primeras placas de metal no aparecieron hasta el año 1866 cuando Hausman usó una hoja de metal plateada para empalmar una fractura. En el año 1912. Lane y Sherman mejoraron los materiales

y el diseño, usándose por primera vez el acero al vanadio. En 1926 comenzó el desarrollo de los aceros inoxidables. En 1929 los Laboratorios Austenal introdujeron las aleaciones de cromo, cobalto, y una aleación de molibdeno llamada Vitallium para uso dental. Venable y Stuck experimentaron este material para implantes ortopédicos⁵

La necesidad de la investigación básica acerca de los materiales implantables se inició cuando los médicos intentaron por primera vez de colocar materiales no biológicos en el cuerpo mediante la cirugía. El Mecanismo de defensa del cuerpo en contra de los materiales extraños que se dejan dentro de él se ha observado desde los albores de la humanidad. La era de órganos artificiales, probablemente tiene su inicio cuando, a principios el hombre agarró un bastón para apoyar y cambiar su peso de un miembro lesionado⁶.

El biomaterial de implante artificial se define como "cualquier dispositivo diseñado para funcional o estéticamente sustituir, duplicar o ayudar a un

⁵ Bement A. L., Jr., "Biomaterials", Battelle Seattle Research Center, University of Washington Press, 1971.

⁶ Bechtol J., Fergusson A. B., Laing P. G., 'Metals and Engineering in Bone and Joint Surgery, Chapter 1, "Historical Use of Metals in the Human Body", pp 1 - 18. Baltimore: Williams and Wilkinson, 1959.

órgano enfermo o incompetente, parcial, temporal o permanente y que en algún momento requiere una interfaz de material no biológicos, con tejido viable". Las últimas cuatro palabras, 'interfaz con tejido viable', son de gran importancia en cuanto a desarrollo del biomaterial es que se trate. Cualquier dispositivo implantable diseñado para funcionar como una parte del cuerpo necesariamente debe entrar en contacto con tejido viable. La reacción del tejido al material extraño utilizado en la fabricación del dispositivo y en cualquier degradación del material del ambiente hostil presente se vuelve extremadamente importante en la selección adecuada de los materiales.

Al hablar de las propiedades y cualidades específicas de los materiales a utilizar por el cirujano ortopédico, lo lógico es empezar con los metales, y posteriormente pasar a los no metálicos que tienen mayores complejidades..

METALES: Aunque los metales no se pueden comparar a los huesos, en términos de sus atributos como materiales para el soporte estructural de un cuerpo vivo, han sido tradicionalmente el material de elección para la sustitución de partes del esqueleto.

PROPIEDADES: Los materiales metálicos son fáciles de fabricar en diferentes formas útiles, son rígidos, con un alto módulo de elasticidad y de cortante combinado con una alta resistencia a la rotura. El uso de aleaciones y procesos de fabricación especiales proporciona una amplia variedad de opciones para seleccionar el mejor metal para un uso específico. La mayoría de los metales utilizados en una ortopedia tienen un alto punto de fluencia (se requiere de una tensión relativamente alta para causar deformación permanente), pero más allá de este punto son dúctiles (se pueden doblar una cantidad razonable sin que se rompan). La ductilidad de los metales proporciona un factor de seguridad y una oportunidad para detectar implantes sobrecargados por rayos X. Pero la ductilidad debe combinarse con una adecuada rigidez y un punto alto de la tensión de fluencia, suficiente para que el material pueda satisfacer las demandas de carga.

Algunos de los atributos que hacen de los metales sean buenos materiales también plantean desventajas al ser usados en el cuerpo humano. Principalmente, esto es debido a la gran disparidad entre la rigidez de los metales y el hueso, y el hecho de que los metales prácticamente no tienen comportamiento viscoelástico. Además, los metales están sujetos a fallo por fatiga, un proceso que se acelera por los fluidos corporales. A continuación se analizarán brevemente los metales y aleaciones más utilizados en ortopedia.²⁷ .

NORMA PARA LOS METALES: Existen varias organizaciones que han desarrollado estándares para materiales. A menudo, las iniciales de una de estas organizaciones se ve en relación con los materiales, de manera que puedan ser conocidas mundialmente.⁸

ASTM: Sociedad Americana para Pruebas y Materiales.

Comisiones: F-4, implantes quirúrgicos; F-8, Medicina Deportiva, F-19, aparatos ortopédicos, prótesis externas, ayudas a la movilidad.

ANSI: American National Standards Institute.

AISI: American Iron and Steel Institute.

BSI: British Standards Institute.

IOS: Organización Internacional de Normalización.

Comité TC-150, implantes quirúrgicos, TC-158, Prótesis externas y ortesis.

Además, los materiales ortopédicos ahora están regulados por la Food and Drug Administración, Oficina de Dispositivos Médicos.

Tipos de metales: En general, se utilizan en ortopedia casi todas las aleaciones con la excepción del titanio puro. De las aleaciones, hay tres tipos básicos de fórmulas y muchas variaciones en fabricación que puede conferir una amplia variedad de propiedades mecánicas.

Base hierro (Aceros Inoxidables): Estas aleaciones son de bajo costo y

⁷ Hirschhorn, J. S. and Reynolds, J. T., In "Research in Dental and Medical Materials," E. Korostoff, Editor, Plenum Press, New York, 1969. pp. 137-150.

⁸ Cochran G. V. B., "A Primer of Orthopedic Biomechanics", Churchill Livingstone Publishers, 1982.

tienen buena resistencia a la fatiga y buena maquinabilidad; los otros constituyentes principales son cromo y níquel. Se componen principalmente de hierro (60 a 70 por ciento) con 16 a 20 ciento de cromo, 8 a 17 por ciento de níquel, y 2 a 4 por ciento de molibdeno, con pequeños porcentajes de manganeso (2 puntos).

Con base de cobalto (estelitas): son más caros y difíciles de fabricar que el acero inoxidable, estas aleaciones tienen una mayor resistencia a la corrosión que el acero y tienen excelentes propiedades mecánicas. El cromo, níquel, molibdeno y tungsteno son sus principales constituyentes.

Base de titanio: Estas nuevas aleaciones son más resistentes, más ligeras, y tienen un módulo de elasticidad menor que las otras. El titanio es aleado principalmente con aluminio y vanadio.

Aleaciones de fundición: Son relativamente duras y quebradizas y no se pueden mecanizar o trabajarlas fácilmente, por lo que se funden con una forma predeterminada.

Aleaciones forjadas: son más dúctiles y se utilizan con más frecuencia cuando se requiere un amplio trabajo por forjado.

Los materiales usados en la fabricación de las PTR no difieren mucho desde los últimos 15 o 20 años siendo normalmente su aplicación derivada de la previa y paralela investigación sobre la cadera. **(23-28)**^{9 10}

Respecto a las superficies articulares el empleo de «Vitallium®» (30% cromo, 7% molibdeno, cobalto, níquel...), las super-aleaciones de cobalto y la aleación de titanio Ti6Al4V son las más utilizadas en la fabricación tanto del componente femoral; en el tibial prima el cromo-cobalto. 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.

⁹ BERCOVY M. Prothèses totales au genou: Pour ou contre les plateaux mobiles. En: www.maitrise-orthop.com/corpusmaitri/orthopaedic.

¹⁰ 25. WALKER P S, KOMISTEK R D, BARRET D S, ANDESRON D, DENNIS D A, SAMPSON M. Motion of amobile bearing knee allowing translation and rotation. *J Arthroplasty* 2002; 17: 11-19.

El titanio goza de la ventaja de un módulo de elasticidad más cercano al hueso que el cromocobalto

y una mayor biocompatibilidad, pero plantea el problema de la rugosidad de su superficie y un desgaste más fácil.

Por otra parte el CrCo posee un mejor pulido y lisura que permite mejorar y hacer durar más el deslizamiento sobre el polietileno. En inserto presente en toda prótesis está constituido por polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE) y es una pieza fundamental de la prótesis.

Se ha estado probando con cerámicas / aluminas, pero su alta fragilidad las ha excluido del mercado por ahora; se trata de materiales que soportan muy bien las fuerzas de rozamiento, pero ante las fuerzas de choque (como aquellas producidas durante el mecanismo «lift-off») su tolerancia es muy baja, aunque últimamente se están desarrollando estudios con cerámicas de alta densidad. Otro de los materiales que ha fracasado en su aplicación ha sido el composite o «polytuvo» (reforzamiento del polietileno con fibras de carbono): aumentaba la resistencia en un 30-40%, pero también incrementaba el desgaste del polietileno en base a los mecanismos de laminación y particulación, creando muchos detritus de carbono de dimensiones y geometría carcinogénicas.

Cementado versus «press- fit»

Prácticamente nadie se plantea hoy el colocar un componente tibial de polietileno sin base de metal desde que Ewald ¹¹ demostró la ventaja que representaba en la artroplastia de rodilla el «metal-backed» tibial. A su vez se establece en este estudio las líneas de radiotransparencia según sectores de la prótesis que han servido de base a posteriores trabajos.

Se ha demostrado que para mantener las tensiones en el platillo tibial tanto en las prótesis cementadas como en los modelos «press-fit» o impactados a presión con recubrimiento de

hidroxiapatita, es necesario el uso de cuatro pivotes simétricos o dos cuchillas laterales para contrarrestar las tensiones de cizallamiento rotatorio o anteroposterior. Para evitar esfuerzos en varo-valgo y anteroposterior un vástago central de 3 a 6 cm de longitud parece favorecer la fijación inicial, aunque autores como Navarro Quilis ¹² consideran este sistema como insuficiente y establecen un mejor método con un anclaje con tres finos vástagos de anclaje tibiales

En los diseños no cementados se requiere una fijación adicional con varios tornillos de esponjosa de 6'5 mm además de la quilla central.

Los problemas de fijación de la tibia se deben al fenómeno denominado «micromovilidad»¹³ Este fenómeno está causado por la particular geometría del platillo tibial que provoca durante la marcha un cambio progresivo del

¹¹ EWALD F C, JACOBS M A, MIEGEL R E, WALKER P S, POSS R, SLEDGE C B. Kinematic total knee replacement. *J Bone Joint Surg (Am)* 1984; 66: 1032-1040.

¹² NAVARRO-QUILIS A, CARRERA L. Nuevo diseño del componente tibial en las prótesis totales de rodilla. En: Josa Bullich S, Palacios Y Carvajal J. *Cirugía de la rodilla*. Barcelona: JIMS SA, 1995; p 457-464.

¹³ BLACK J. Requirements for successful total knee replacement: material considerations. *Orthop Clin N Am* 1989; 20: 1-13.

centro de movimiento. Este cambio está implicado en las contribuciones mecánicas que favorecen el aflojamiento y que se tratan de contrarrestar con los medios de fijación que se acaban de describir y la posibilidad, además de cementado sólo tibial. Por ello el platillo tibial está sometido a un esfuerzo de tensión, compresión y rotura sobre la interfase que está en íntimo equilibrio con la micromovilidad que puede interferir (calculada en menos de 100 micras) con la osteopenetración en el poro de las prótesis no cementadas. Con ello se pueden encontrar prótesis cementadas (fémur y tibia), híbridas (sólo tibia) o no cementadas (ni fémur ni tibia).

Hoy en día sigue existiendo un amplio tema de debate acerca de la conveniencia o no del cementado de la prótesis de rodilla, sobre todo en lo que se refiere al platillo tibial. Aunque la aparición de líneas de radiolucencia en las prótesis «press-lift» por migración ocurre en los 3 primeros meses y posteriormente se estabiliza, por el contrario, en las cementadas esta migración inicialmente es menor pero mantenida en el tiempo. Parece ser que los estudios a largo plazo no encuentran diferencias entre los dos tipos de fijación, aunque hay detractores y defensores de las dos posturas.

McCaskie¹⁴ se basa precisamente en el aumento de líneas de radiolucencia para concluir que, a pesar de no haber diferencias en los resultados, el mayor coste económico de las prótesis sin cementar hace de elección las cementadas.

¹⁴ MCCASKIE A W, DEEHAN D J, GREEN T P, LOCK K R, THOMPSON J R, HARPER W M, GREGG P J. Randomised, Prospective study comparing cemented and cementless total knee replacement. Results of pressfit condylar total knee replacement at five years. *J Bone Joint Surg (Br)* 1998; 80: 971-975.

A esto añade una técnica más fácil y una mejor fijación teórica. Khaw¹⁵ compara un total de 501 artroplastias (277 cementadas y 224 sin cementar) encontrando una supervivencia media para los dos grupos del 95% a los 10 años. No encuentra ninguna diferencia en los resultados aunque mostrando los intervalos de confianza la posible supervivencia de las prótesis no cementadas es del 98% y el de las cementadas 90%. Esto implica 8 recambios más en las primeras por cada 100 prótesis. Concluye diciendo que si el gasto de los 8 recambios en 10 años es igual al aumento de precio de las prótesis no cementadas, no se justificaría el uso del cemento, o sea, aboga por las cementadas.

Si se observa el caso de las prótesis de menisco móvil, en el caso de la LCS (DePuy) Sorrells¹⁶ logra unos resultados del 92'4% en no cementadas y en el caso de estarlo, Callaghan¹⁷, aunque no presenta ratios de supervivencia como tales, destaca que no ha tenido ningún caso de osteolisis o aflojamiento en una media de 9 a 12 años de seguimiento.

Morgan-Jones¹⁸ utilizando el modelo Motus (Osteo) no recoge ningún problema de esta prótesis de modelos meniscales sin cementar, indicando que el dispositivo de platillo-menisco móvil disminuye la superficie de estrés

¹⁵ KHAU F M, KIRK L M G, MORRIS R W, GREGG P J. A randomised, controlled trial of cemented versus cementless press-fit condylar knee replacement. Ten-year survival. *J Bone Joint Surg (Br)* 2002; 84:658-666.

¹⁶ SORRELLS R B. The clinical history and development of the low contact stress total knee arthroplasty. *Orthopedics* 2002 ; 25 (Suppl 1): 207-212

¹⁷ CALLAGHAN J J, SQUIRE N W, GOETZ D D, SULLIVAN P M, JOHNSTON R C. Cemented rotating platform total knee replacement. A nine to twelve year follow-up study. *J Bone Joint Surg (Am)* 2000; 82: 705-711.

¹⁸ MORGAN-JONES R L, ROGER G J, SOLIS G, PARISH E N, CROSS M J. Meniscal bearing uncemented total knee arthroplasty. *J Arthroplasty* 2003; 18:41-44.

sobre la tibia, con lo que la fijación metafisaria es más estable al requerir menos solicitaciones de carga.

Este punto lo desarrollaremos con posterioridad. Por contra, Akizuki¹⁹ aboga por el uso de las prótesis con recubrimiento de hidroxiapatita.

En su estudio con una biopsia sobre una prótesis Miller-Galante II con recubrimiento de fosfato-

tricálcico, encuentra una desaparición de la interfase por la neoformación de hueso y osteointegración de la prótesis en el 77'7% de su superficie a los 2 años de haberla colocado.

Investigaciones realizadas recientemente sobre la rodilla, incluyen investigaciones desde el punto de vista médico y mecánico principalmente, las cuales recurren a pruebas in Vitro en rodillas humanas, análisis químicos del cartílago y simulaciones utilizando el método de los elementos finitos.

Así pues, algunas investigaciones han encontrado que el cartílago articular (CA) posee una limitada capacidad de reparación, sin embargo, la causa inicial que produce el proceso de degeneración patológica es aún desconocido. El daño del cartílago por osteoartritis (OA) es inducido mecánicamente²⁰

La simulación por computadora es una herramienta que ofrece la ventaja de modelar sistemas complejos y obtener resultados en poco tiempo comparados con una metodología analítica. Para el caso de la simulación del contacto entre las partes de la prótesis de articulación de rodilla, la principal ventaja es que se pueden hacer modelaciones donde se muestran las áreas

¹⁹ AKIZUKI S, TAKIZAWA T, HORIUCHI H. Fixation of a hidroxiapatite-tricalcium phosphate-coated cementless knee prosthesis, clinical and radiographic evaluation seven years after surgery. *J Bone Joint Surg (Br)* 2003; 85: 1123-1127.

²⁰ W. Wilson, C.C. van Donkelaar, R. Van Rietbergen and R. Huiskes, "The role of computational models in the search for the mechanical behavior and damage mechanisms of articular cartilage", *Medical Engineering & Physics*. Vol. 27, pp. 810-826. December 2005.

más esforzadas así como las variaciones del esfuerzo al simular un ciclo de la marcha como se ve en la figura 1.2 ^{21 22}

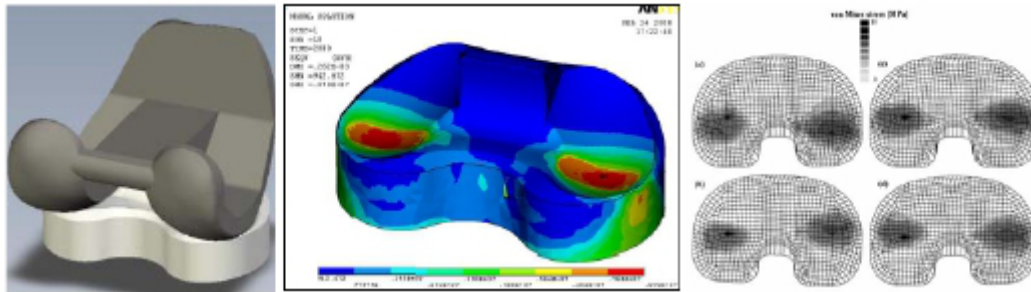


Figura 1.1 Simulación mediante el Método de los elementos finitos de una prótesis de articulación de rodilla.

Los resultados principales que se obtiene en una simulación son esfuerzos, deformaciones, deflexiones y movimientos de la prótesis tal y como lo hizo A.C. Godest²³ que realizó estudios sobre el esfuerzo que se presentan en el inserto de polietileno de una prótesis de articulación de rodilla sometida a un ciclo de caminata utilizando técnicas de análisis explícitos de elemento finito y los resultados de los esfuerzos presentes fueron comparados con los resultados obtenidos mediante el uso de un simulador mecánico. La fuerza utilizada en la simulación fue de 200 N y el ángulo de flexión fue de un valor máximo de 85°. Básicamente los resultados obtenidos fueron las comparaciones del comportamiento de las fuerzas y los ángulos de flexión respecto al porcentaje del ciclo de la marcha utilizando un refinamiento de malla de burda a fina. Zdenek Schroll ²⁴ trabajó con un modelo matemático de la distribución de presión en una prótesis de articulación de rodilla. El

²¹ Vlad Georgeanu, Correlation between joint kinematics and polyethylene wear using finite elements method for total knee replacement, Maedica a journal of clinical medicine, Vol. 1 no. 4 2006.

²² M. Soncini, Finite element analysis of a knee joint replacement during a gait cycle, Journal of Applied Biomaterials & Biomechanics 2004; 2: 45-54

²³ A.C. Godest, (2002), Simulation of a knee joint replacement during a gait cycle using explicit finite element analysis, Journal of Biomechanics 35 (2002) 267–275, Elsevier.

²⁴ Zdenek Schroll, Pressure Distribution in Knee Joint Replacement, Department of Instrumentation and Control Engineering, Faculty of Mechanical Engineering, Czech Technical University in Prague.

modelo describe la distribución de presión en la parte femoral e inserto de polietileno utilizando el software matemático ABAQUS. Sus resultados muestran las áreas de mayor presión.

G.M. Hamilton²⁵ desarrolló las expresiones del estado de esfuerzos que se genera en la superficie de contacto, para el tipo de contacto esférico, cuando se presenta un deslizamiento entre las superficies. Aplicando el criterio de falla de von Mises del máximo esfuerzo cortante, se observó que dicho esfuerzo se localiza muy cerca de la superficie de contacto, generando un estado de esfuerzos de tensión y provocando que se inicie el desgaste por delaminación.

Adrija Sharma²⁶ realizó pruebas a 10 pacientes con prótesis de articulación de rodilla sometidos a grandes flexiones de la pierna (hasta 120°) para conocer las fuerzas de contacto en este componente, para realizar esto, utilizó una técnica donde se registran imágenes en 2D y 3D de la articulación de la rodilla mediante las cuales se obtuvieron modelos matemáticos para condiciones estáticas. Los resultados obtenidos son graficas donde se muestra el número de veces del peso del cuerpo versus el ángulo de flexión. Los estudios que se han realizado con respecto al análisis de la fractura del inserto han sido aquellos en los que se analizan directamente los insertos dañados extraídos de pacientes²⁷.

Un trabajo importante lo realizó Gerard ²⁸ quien hizo estudios a prótesis de articulación de rodilla dañadas. Las prótesis fueron directamente extraídas de pacientes después de 39.5 meses de uso. El estudio se realizo a 38 hombres y 48 mujeres con una edad promedio de 65 años. Los resultados muestran

²⁵ G. M. Hamilton, Explicit equations for the stresses beneath a sliding spherical contact, Proc Instn Mech Engrs Vol 197C, Marzo 1983.

²⁶ Adrija Sharma, (2007), In vivo patella femoral forces in high flexion total knee arthroplasty, Journal of Biomechanics, Elsevier.

²⁷ Hon So, Wear mechanisms of UHMWPE for artificial knee joints in combined rolling and sliding cyclic motion

²⁸ Gerard A. Engh, (1992), Polyethylene wear of metal backed tibial components in total and unicompartmental knee prosthesis, British editorial society of bone and joint surgery

las principales partes afectadas de las prótesis así como los principales modos de desgaste que llevaron al desgaste de este componente. Los principales modos de desgaste son pulido, rayado, pitting, deformación superficial, delaminación, abrasión y desgaste por partículas abrasivas. Estos modos de desgaste se ven en la figura 1.2.

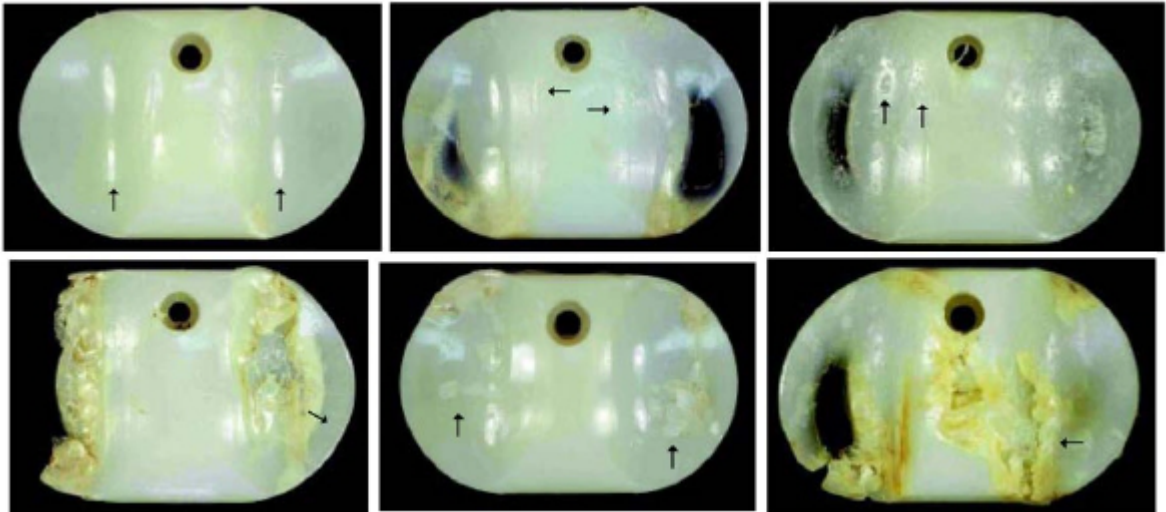


Figura 1.2 Tipos de desgaste de un inserto de prótesis.

Haciendo un análisis de los estudios de los modos de desgaste y de los resultados obtenidos mediante simulación por computadora, se puede observar una tendencia a que el inserto se desgasta de una manera asimétrica como se observa en la figura 1.3 y 1. 4.

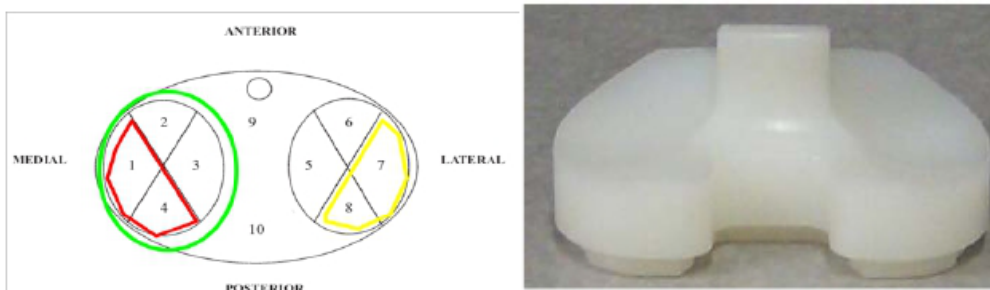


Figura 1.3 Zonas de mayor desgaste (color verde y rojo) en una prótesis

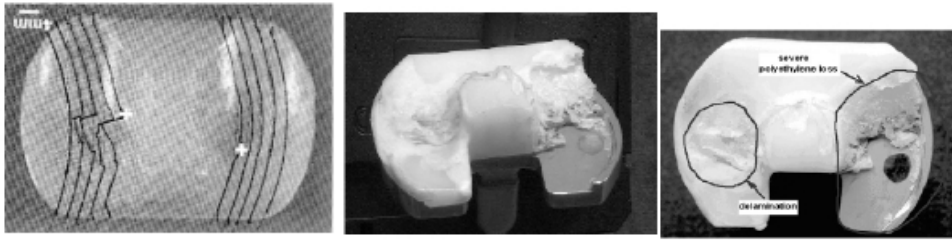


Figura 1.4 Inserto de prótesis desgastado

Leonid Burstein y Dov Ingman ²⁹ demuestran que la creación de cavidades a superficies de deslizamiento crea una fuerza de separación (fuerza soporte) entre las caras de deslizamiento paralelas. Se demuestra matemáticamente que el diferente comportamiento de la distribución de las cavidades en forma rectangular y exponencial señalando que la variación en la forma, profundidad y tamaño afectan el desempeño de la capacidad de compresión de la película del lubricante. También, demuestran que el incremento de la población de los poros altera significativamente el desempeño de la capacidad de carga del lubricante, por lo que los resultados muestran que la forma exponencial tiene mayor rendimiento (hasta 22% más) en la capacidad de carga que la forma rectangular. Esta demostración da la pauta para poder tomar en cuenta un punto de la investigación que sería probar con una distribución exponencial considerando que la forma, tamaño y distribución de los patrones de estudio deben ser propuestos de manera matemáticamente sugerida. Izhak Etsion³⁰ muestra que el LST (Texturizado Laser Superficial)

²⁹ Leonid Burnstein y Dov Ingman, Effect of Pore Ensemble Statistics on Load Support of Mechanical Seals With Pore-Covered Faces, Journal of Tribology, Vol. 121, 1999, p.p. 927-932

³⁰ Izhak Etsion, State of the Art laser Surface Texturing. Isaac Etsion. Journal of Tribology, Vol. 127, 2005, p.p. 248-

tiene diferentes ventajas: rápido, cortos periodos de procesamiento, amigable con el ambiente y provee excelente control de la forma y tamaño de las cavidades permitiendo la realización de diseños óptimos. Muestra modelos teóricos con el mismo fin: reducir la fricción y el desgaste. El periodo de vida de algunas muestras con LST puede ser de hasta ocho veces mayor que las muestras que no lo tienen. El LST expande el rango de la lubricación hidrodinámica en términos de carga y velocidad del deslizamiento, también reduce sustancialmente el coeficiente de fricción bajo condiciones de operación similares en superficies sin LST. El diámetro, profundidad y densidad de área son factores principales a considerar en superficies con LST, por lo que deben realizarse diversos experimentos con diferentes formas, tamaños y distribuciones.

Y. Kligerman e Isaac Etsion,³¹ hacen un estudio comparativo entre dos tipos de texturizados LST (Texturizado laser Superficial), uno parcial y otro completo en pistones. El LST lo aplican a al cilindro que está en contacto con un anillo. El LST parcial se aplica al mitad longitudinal del cilindro. Dan varios parámetros como profundidad, diámetro y distribución para los dos casos. Los resultados muestran que el promedio de la fricción disminuye cuando se incrementa la densidad de área con LST. La mínima fuerza de fricción se encontró en el texturizado parcial en comparación con el texturizado de la superficie total en las mismas condiciones. Se compararon algunas

³¹ Y. Kligerman, Isaac Etsion, A. Shinkarenko, Improving Tribological Performance of Piston Rings by Partial Surface Texturing. Journal of Tribology, Vol. 127, 2005, p.p. 632-638.

densidades de área y de demostró que hasta un 30% menos de fricción se pueden obtener con el texturizado parcial.

En anchos de anillos más grandes el texturizado parcial tiene 55% menos de fricción que el texturizado total.

Yu. A, Ol'khov³² describe el efecto de la radiación de laser de CO2 sobre materiales poliméricos y encuentra las diferentes estructuras que se generan sobre la superficie del material. Sus resultados indican que existe un proceso llamado depolimerización que describe el derretimiento, expansión y solidificación de las zonas amorfas del polímero, expuestas en primer plano con el laser, y el calentamiento de las zonas cristalinas por el mecanismo de conducción de calor y su consiguiente derretimiento y solidificación.

Todas las investigaciones referentes al texturizado de superficies se centran en el texturizado de partes metálicas donde las cavidades conservan su forma independientemente si el texturizado es mediante un proceso de maquinado o por laser.

Otro aspecto importante es que los arreglos de las cavidades que mostraron un menor coeficiente de fricción y menor desgaste, fueron aquellos en los cuales se tiene una densidad de cavidades alta, es decir, el mayor número de cavidades por unidad de área.

También es importante mencionar el tratamiento superficial llamado crosslinking ³³ en el cual se irradia la superficie del polietileno con rayos gamma, beta o electrones produciendo un reacomodo en las moléculas de polietileno como se ve en la figura 1.6 disminuyendo el fenómeno de delaminación, además reduciendo con ello el tamaño de las partículas abrasivas (ver figura 1.5) que producen el fenómeno de desgaste abrasivo.

³² Yu. A, Ol'khov, The Effect of Continuous CO2 Laser Radiation on the Thermal and Molecular-Topological Properties of Polytetrafluoroethylene, High Energy Chemistry, 2010, Vol. 44, No. 1, pp. 63-74

³³ Steven M. Kurtz, UHMWPE biomaterials handbook, Elsevier, second edition, China 2009.

Sin embargo, este tratamiento superficial afecta las propiedades mecánicas del polietileno, entre ellas, el modulo de elasticidad se ve reducido de un 20 a un 30%, de igual manera se ven afectadas sus propiedades de resistencia a la fatiga.

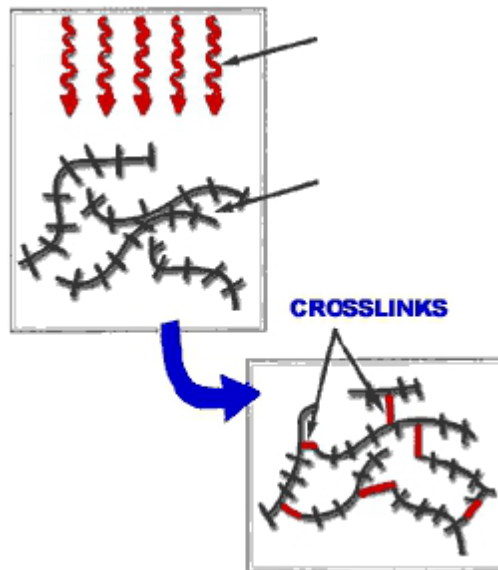
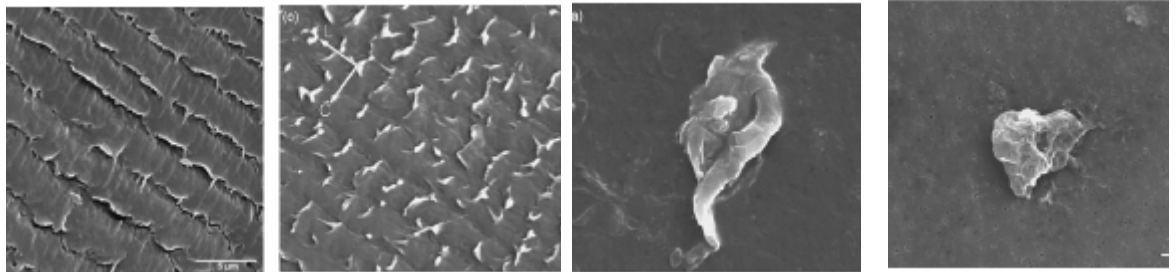


Figura1.5 Crosslinking en UHMWPE



Partículas abrasivas de UHMWPE

Figura 1.6

Por último, el efecto que tiene la interacción de cualquier tipo de irradiación

sobre este material es una subsecuente oxidación del polietileno ³⁴. El caso más general es la irradiación de rayos gamma para el efecto llamado “cross-linking”, explicado anteriormente, y ahora la exposición de una superficie de este material a laser de CO2.

La oxidación es una forma de ataque químico que lleva al rompimiento de las cadenas poliméricas y con ello dar paso a un decremento en el peso molecular, en otras palabras de ser un polietileno de ultra alto peso molecular se convierte en un polietileno de alto peso molecular. El polietileno de alto peso molecular tiene cadenas poliméricas más cortas, es más denso y más cristalino y exhibe una alta tasa de desgaste comparado con el polietileno de ultra alto peso molecular.

Con el tiempo, esta oxidación del UHMWPE tiene su efecto a una profundidad de 1 a 2 mm por debajo de la superficie siendo también donde se concentra el esfuerzo cortante máximo y el inicio del desgaste por delaminación.

La era de la artroplastia de rodilla moderna ³⁵ arranca con Walldius (1951) que desarrolla la primera prótesis en bisagra hecha de resina acrílica y formada por una parte tibial y otra femoral, unidas por una varilla de acero que formaba la charnela. Permitía una movilidad de 84° y una disminución de dolor del 75% a los 4 años. Pero la resina no era lo suficientemente resistente y fue cambiada por acero y finalmente cromo-cobalto.

³⁴ S.M. Kurtz and J. Paruizi, In vivo oxidation as the primary contributor to delamination in TKA, 2008.

³⁵ UVEHAMMER J. Knee joint kinematics, fixation and function related to joint design in total knee arthroplasty. Acta Orthop Scand 2001; 72 (Suppl 299): 1-52.

En 1970 se desarrolla la prótesis del grupo GUEPAR cuyo eje de rotación en bisagra era más posterior^{36 37} lo que permitía flexiones de más de 100° con una baja resección ósea.

En 1973 la prótesis LL (Letournel y Lagrange) permitió mejores resultados a base de una prótesis de cromo-cobalto y plástico, cementada y con un eje de rotación entre dos mitades de polietileno de alta densidad.

Los problemas planteados por estas prótesis eran: infección, aflojamiento, detritus metálicos, rotura de vástagos femorales o tibiales, volumen excesivo de los implantes o descementación, con malos resultados del 80% a los 10 años de seguimiento.

El abandono de las prótesis en bisagra se produjo fundamentalmente por el aflojamiento aséptico, debido a la falta de rotación de la prótesis. Este problema se solucionó con pivotes centrales de distintos materiales y componentes que permitían una rotación de 4°-5° en eje de rotación interna-externa. La prótesis GSB (1972) utilizaba un sistema de leva policéntrico cuyo principio era el de débil rozamiento dinámico para servir de guía a la prótesis.

En el mismo año, Sheehan establece una prótesis siguiendo el modelo de «ball on socket» que permitía una rotación de la rodilla que aumentaba con la flexión (de 3° en extensión a 20° en flexión de 90°).

³⁶ CROCKARELL J R, GUYTON J L. Artroplastia de tobillo y rodilla. En: Terry-Canale S, editor. *Campbell cirugía ortopédica. Volumen 1*. 10ª edición. Madrid: Elsevier SA, 2003; p 243-313.

³⁷ JOSA BULLICH S, DACHS CARDONA F, ESTANY A. Clasificación de las prótesis de rodilla y su evolución histórica. En: Josa Bullich S, Palacios Y Carvajal J. *Cirugía de la rodilla*. Barcelona: JIMS SA, 1995; p 435-443

La prótesis de Attenborough poseía una barra con una esfera en su extremo proximal, contenida en un receso del componente femoral y mantenida por un clip de polietileno circular.

La Prótesis Esferocéntrica también presenta sobre la tibia el sistema de eje y esfera proximal, pero la diferencia es que ésta se fijaba al cóndilo. Alcanzaba una movilidad de 0-120°.

Hoy en día este tipo de prótesis se sigue utilizando en aquellos casos con gran insuficiencia de ligamentos y en procedimientos de rescate.

Modelos como la Kinematic Rotating Knee o la Waldemar Link se siguen usando para estos supuestos.

Un último tipo de estas prótesis lo constituyen las denominadas prótesis condileas constreñidas, utilizadas en los mismos supuestos que las anteriores y basadas en los modelos estabilizados posteriores con el único cambio del alargamiento del pivote central de polietileno.

Permiten el control de la estabilidad varo-valgo pero no controlan la hiperextensión. No es necesario de modo obligatorio el uso de vástagos y pueden colocarse con sistemas de anclaje

simple «press-fit» o cementados. Un ejemplo de ellas es la CCK.

Los modelos de prótesis condilares se desarrollan a partir de los trabajos de Gunston (1971) basados en las teorías de los centros instantáneos de rotación establecidos por Reuleaux en 1876 y los trabajos de baja fricción de Charnley.^{20 21}

La prótesis Polycentric de Gunston fue la primera en desarrollar el concepto de rollback¹⁹ y las múltiples rotaciones axiales. Se fijaba al hueso con PMMA y necesitaba una buena estabilidad ligamentosa. Fracasó por la inadecuada fijación de la prótesis al hueso.

La Geomedic (1973) de Coventry aumentaba la estabilidad de la prótesis mediante un polietileno que se adaptaba a los cóndilos femorales en el plano sagital.²⁰

El modelo ICLH (Imperial College London Hospital) de Freeman y Swanson presentaba la resección de ambos cruzados y la confinación del componente femoral dentro de la concavidad del tibial (mecanismo «roller-in-trough»).

No presentaba tallo tibial por lo que el aflojamiento aséptico del mismo fue su principal problema. Insall desarrolla la Total Condylar Prosthesis con la intención de crear una artroplastia con unas características cinemáticas lo más cercanas posibles a una rodilla normal, basándose en el diseño de la ICLH y consiguiendo una supervivencia del 94% a los 15 años con la resección de ambos ligamentos cruzados³⁸.

Nos hemos detenido en la historia protésica en el modelo Total Condylar por ser éste el modelo gold standard de las prótesis de rodilla. Los principios cinemáticos de la PTR son los mismos que los de la rodilla normal basados en el modelo de 6 grados de libertad y en el de las cuatro barras aplicado para la flexo-extensión.

³⁸ RANAWAT C S, FLYNN W F, SADDLER S, HANSRAJ K K, MAYNARD M J. Long-Term Results of the Total Condylar Knee Arthroplasty: A 15-year survivorship study. *Clin Orthop* 1993; 286: 94-102.

Según el último el LCP es el que permite el fenómeno del roll-back. Con su ablación y la ausencia de otro mecanismo que simule su función («post-cam» o leva posterior) se produce un exceso de sobrecarga posterior y un riesgo de que esto se transmita a la interfaz hueso-implante y provoque su aflojamiento.³⁹

La Total Condylar presenta un borde anterior simétrico del componente femoral para la articulación rotuliana, los cóndilos son simétricos, tienen un radio de curvatura sagital decreciente en dirección posterior y son individualmente convexos en el plano coronal. El inserto presenta un doble platillo congruente en extensión con el componente femoral y en flexión con el plano coronal. La traslación y luxación se controlan por los labios anterior y posterior del polietileno así como su eminencia media. La rótula es de polietileno con un pivote central para su fijación. El componente tibial presenta una base de metal para transferir de modo más uniforme las presiones a la metáfisis ósea y un vástago que resiste la angulación de la prótesis durante el apoyo.

El problema de la Total Condylar era la limitación de la flexión a 95°. Por ello en 1978 se desarrolla el modelo Insall-Burnstein que resecaba el LCP y añadía un mecanismo de tetón en el polietileno que engranaba sobre un cajetín del componente femoral: son las prótesis estabilizadas posteriores, que permiten el fenómeno del roll-back y con ello mayor flexión.

³⁹ MUNUERA L. Principios básicos en el diseño de las prótesis de rodilla. En: Josa Bullich S, Palacios Y Carvajal J. *Cirugía de la rodilla*. Barcelona: JIMS SA, 1995; p 445-456.

Aunque parezca un problema liviano, el diseño protésico todavía juega un papel primordial en la mejoría del enfermo. Como ejemplo tenemos la prótesis Rotaglide en la que en un estudio donde se realizó la regularización de la rótula, el 83% de los pacientes mostró problemas patelares debido al «impingement» o pellizcamiento rotuliano que se sufría a los 70° de flexión por problemas en el diseño troclear. Un cajón intercondilar ancho con un límite anterior afilado parece empeorar la función rotuliana al dejar una troclea poco profunda y además corta por su diseño.⁴⁰

⁴⁰ POPOVIC N, LEMAIRE R. Anterior knee pain with a posterior-stabilized mobile-bearing knee prosthesis: The effect of femoral component design. *J Arthroplasty* 2003; 18: 396-400.

Conclusiones del Capítulo I.

Resulta difícil el poder hacer una evaluación sobre el papel de la artroplastia total de rodilla.

Si bien su objetivo fundamental se ha cumplido, el de disminuir el dolor del enfermo provocado por una patología articular degenerativa, sus objetivos secundarios son los que están creando un amplio fórum de debate en la sociedad ortopédica actual.

La presencia de distintos modelos comerciales y la presencia de distintas modalidades de prótesis denota la falta de unanimidad ante muchos criterios. Es verdad que determinados supuestos tienen un consenso invariable, como el caso de la colocación de prótesis estabilizadas posteriores en el caso de debilidad ligamentosa, pero muchos otros no presentan esta definición de criterio..

Del mismo modo también hemos podido constatar los distintos resultados de algunos modelos comerciales.

Para poder entender la biomecánica del implante era necesario entender la de la rodilla normal.

Los patrones que se han utilizado para la fabricación de los implantes se basan en esta biomecánica y su propósito es el de acercarnos al gran reto que se nos plantea: conseguir una rodilla no natural con el mismo funcionamiento que la fisiológica.

Aunque la idea fundamental de todo cirujano ortopédico es la que acabamos de establecer, el escepticismo también se está acercando al campo de la

cinemática. Uvehammer ya indica que no conocemos todavía la cinemática óptima requerida para un recambio articular protésico y que probablemente el patrón cinemático de una prótesis de rodilla no tenga por qué reproducir necesariamente el de una rodilla normal.

La monstruosa variedad de elección disponible a nuestro alcance (polietilenos, estabilizaciones, modelos comerciales, platillos y meniscos móviles, etc...) no nos ha de hacer medrar en el deseo de conseguir para nuestros propósitos aquello que mejores resultados proporcionen.

Es imposible intentar abarcar en un trabajo de estas dimensiones todos los aspectos relacionados de algún modo con la prótesis de rodilla.

Se ha de tener en cuenta al paciente. Cada individuo requiere un implante y un estudio pormenorizado de su estado. Este hecho es fundamental e impresindible.

Por otra parte de la amplia gama de materiales que se nos presenta se debe usar el más indicado en cada uno de los casos valorando tanto el tipo de implante como el tipo de enfermo.

Actualmente la investigación se divide en múltiples frentes que no tardarán en dar resultados fiables respecto a investigaciones cinemáticas, de materiales, de fijación, de mejora de movilidad. De la misma forma los nuevos métodos diagnósticos y sus aplicaciones también sirven para alcanzar este mismo fin: la aplicación de la RMN es claro ejemplo de ello. La robótica con la construcción de nuevos modelos de simulación de movimiento articular permite tanto realizar estudios sobre modelos

prótesicos, como sobre materiales comprobando su desgaste por cantidad de uso o sobre alteraciones hipotéticas que puedan acelerar el desgaste.

De todas las prótesis son las de platillos y meniscos móviles las que más importancia están tomando actualmente. Aunque su aplicación es ya dilatada en el tiempo, la comprobación de que su cinética se aproxima más a la real y la disminución en la tasa de desgaste del polietileno por una redistribución de las mismas cargas sobre más superficie, han hecho que sea necesario adquirir experiencia en este tipo de modelos. La simple rotación de 5° en varo/valgo sobre el eje tibial ha permitido disminuir considerablemente una de las fuerzas que más acentuaba el desgaste de la prótesis por dos frentes. El primero en la interfase hueso con cemento o en su defecto por el sistema de fijación del platillo tibial.

El segundo el de la interfase inserto-metal tanto entre el fémur y el polietileno (por la mejor reordenación de fuerzas en el seno del inserto que disminuye su usura), como en la zona tibia-polietileno al disminuir el fenómeno de backside wear y los de desgaste propio de esta interfase.

Las perspectivas de futuro se basan en la investigación. Las prótesis de plataforma móvil

parece ser que están dando unos resultados muy alentadores, pero todavía se han de mejorar los implantes para conseguir una funcionalidad lo más apegada a la normalidad

Capítulo II Biomecánica de la rodilla:

II.1 Introducción

La biomecánica es un conjunto de conocimientos derivados de la física que tienen como objetivo estudiar los efectos de las fuerzas mecánicas sobre los sistemas orgánicos de los seres vivos y sus estructuras, para predecir cambios por alteraciones y proponer métodos de intervención artificial que mejoren el desempeño ⁴¹. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido. Gracias a la biomecánica una gran variedad de aplicaciones incorporadas a la práctica médica han tenido lugar, desde la clásica pata de palo a las sofisticadas prótesis ortopédicas y de las válvulas cardíacas a los modernos marcapasos. Hoy en día es posible aplicar con éxito en los procesos que intervienen en la regulación de los sistemas, modelos matemáticos que permiten simular fenómenos muy complejos en potentes ordenadores, con el control de un gran número de parámetros o con la repetición de su comportamiento.

Resulta imposible abarcar todos los aspectos en los que se está investigando respecto a las prótesis de rodilla. Los temas a abarcar son extensísimos y muy variados (geometría, congruencia, materiales, resección o no del LCP...). Por ello nos ceñiremos a los aspectos cuya relevancia se acerca más a los fundamentos teóricos de biomecánica. Si bien temas tan importantes como la laxitud ligamentosa o el hiato óseo del recorte a la hora de la cirugía no van a ser tratados, sí se van a

⁴¹ William Petty, MD, Gary J. Miller, PhD, Donald L. Bartel, (2003), PhD, About the simulation of the human knee joint for walking locomotion.

analizar otros temas relativos sobre todo a todo aquello concerniente al diseño y estado prequirúrgico de las prótesis. Todos los aspectos relacionados con la rodilla no tienen, ni por asomo, una postura única ni universal. En el campo de la cirugía ortopédica de la rodilla las cosas se agravan con los distintos modelos de prótesis, polietilenos o cementados. Un ejemplo de ello, y quizás el más representativo de la literatura nos lo podemos encontrar en las conclusiones que puede ofrecer cualquier artículo: autores como Dennis o Komistek buscan alcanzar una cinemática protésica lo más parecida a la rodilla fisiológica mientras que Uvehammer realiza la reflexión siguiente: «la cinemática requerida por una prótesis de rodilla puede no ser necesariamente la reproducida por una rodilla normal». Este simple conflicto de la cirugía protésica de rodilla, además de seguir propugnando el que la falta de conocimiento de la verdad favorezca la diversificación de opiniones, plantea problemas que acometen tanto a nuestra especialidad como a la medicina en general.

II. 2 Articulación de la rodilla

En la descripción de la rodilla, además de la descripción anatómica, es útil discutir también las características mecánicas de los materiales constituyentes. La articulación de la rodilla que está situada entre el extremo distal del fémur y el extremo proximal de la tibia es clasificada como una articulación sinovial. Una articulación sinovial puede ser descrita como una articulación para la transmisión de fuerza que consta de dos miembros de acoplamiento separados por un cartílago articular y lubricado por un líquido sinovial, un fluido tixotrópico, y encerrado en una cápsula fibrosa ⁴².

⁴² Segal P., Marcel J., "The Knee", 1 st Edition, Year Book Medical Publishers, Inc., 1983.

La rodilla es una articulación en bisagra altamente sofisticada que une el fémur con la tibia y la rótula. Es también una unidad condilar que consiste de una estructura global que incluye, desde la parte delantera a la trasera: la tróclea, que es la extensión de los cóndilos femorales, y la rótula, que es la extensión de los cóndilos tibia¹, véase la figura 2.1.

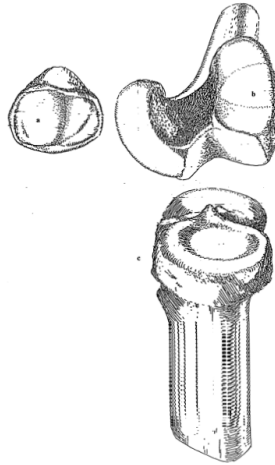


Figura 2.1. Articulación de la rodilla

La rodilla tiene dos grados de libertad:

- a) El primer grado, que implica el movimiento de flexión-extensión de una articulación de bisagra "verdadera", actuando similar al codo.
- b) El segundo grado, que implica movimiento de rotación y sólo es posible en la flexión.

Esto puede ocurrir porque la rodilla es al mismo tiempo una articulación en bisagra 'modificada' e 'incongruente'. Es 'Modificada' porque su cresta media, que incluye la cresta posterior media de la rótula y la eminencia intercondílea, es efectivamente incompleta⁴³. Es "incongruente" porque sus superficies articulares encajan mal una

⁴³ Rybicki E. F., "The Role of Finite Element Modes In Orthopedics", in International Conference on Finite Element in Biomechanics, U. of Arizona, pp 21-26, 1980.

en la otra, a pesar de la interposición de los meniscos, que juegan el papel de elementos intercalados. Una arquitectura compleja, pero sólidamente anclada y abrazada se produce por un sistema capsular, ligamentoso y muscular que es potente y altamente perfeccionado. Esto significa que la rodilla puede comportarse como un sólido y una unidad inseparable funcional, pero que es tan eficiente como vulnerable, sin duda, por las mismas razones: Es eficiente en la conciliación de dos contradicciones imperativas, la estabilidad y la movilidad (la coexistencia de dos articulaciones, el rótulo-femoral, con un grado de libertad y el tibio-femoral con dos grados), pero es vulnerable debido a la componentes capsulares y ligamentosas, que se lesiona con frecuencia.

MODELO DE ARTICULACIÓN DE LA RODILLA:

Todos los modelos se clasifican en dos tipos: los modelos físicos y los modelo matemáticos.

Los modelos físicos se fabrican mediante estructuras que simulan algunos aspectos del sistema real.

Muy a menudo, los estudios experimentales se llevan a cabo en los modelos físicos para determinar su respuesta mecánica. Los modelos matemáticos deben satisfacer algunas leyes físicas, por ejemplo, equilibrio, y constan de un conjunto de relaciones matemáticas entre las variables del sistema junto con un método de solución

El mecanismo de cuatro barras cruzadas (variante del cuadrilátero articulado fue uno de los primeros modelos físicos y más comunes de la rodilla. Este modelo, que se muestra en la figura 2.2 consta de dos varillas cruzadas representando los tendones y dos de conexión que representan la tibia y el fémur.

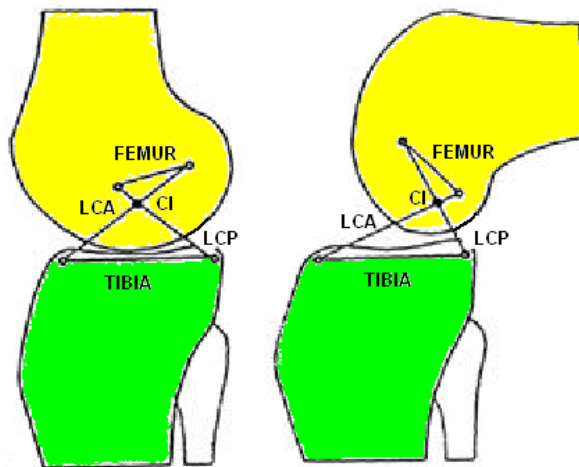
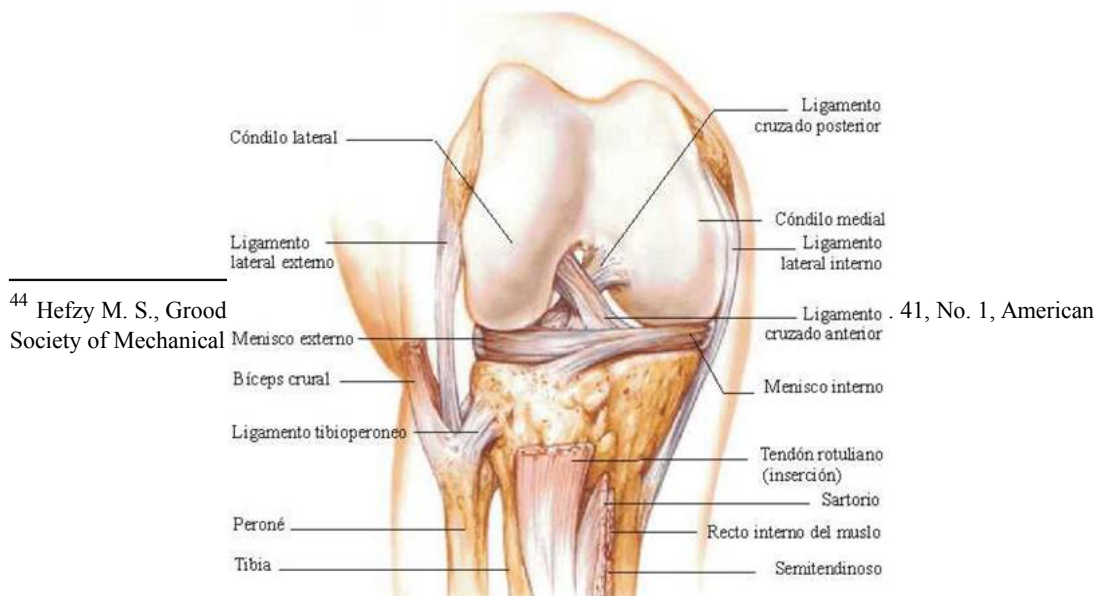


Figura 2.2 Mecanismo de la rodilla

Las dos varillas cruzadas tienen que tener una relación de longitud igual a la de los ligamentos cruzados anteriores y posteriores. Este simple mecanismo plano puede explicar aproximadamente la ubicación del eje de flexión-extensión, la forma de los cóndilos femorales, y el movimiento posterior de la articulación tibio-femoral, que se produce el contacto cuando ocurre la flexión de la rodilla.⁴⁴

En anatomía, la rodilla es la articulación que conecta el fémur y la tibia. En los humanos es vulnerable a lesiones graves y al desarrollo de artrosis, ya que las extremidades inferiores soportan casi todo el peso del cuerpo.

La rodilla, figura 2.3, es una variedad de articulación sinovial y compleja. La rodilla humana está compuesta además por un conjunto de ligamentos que mantienen la estabilidad y funcionalidad de la rodilla.



⁴⁴ Hefzy M. S., Grood
Society of Mechanical

41, No. 1, American

Figura 2.3 Articulación de la rodilla con todos sus componente

Otros conceptos manejados, respecto a los movimientos de la rodilla, son los de flexión- extensión ⁴⁵, los cuales se muestran en la figura 2.4 y forman parte de los movimientos de la vida cotidiana.

⁴⁵ Kapandji A. I., "Fisi

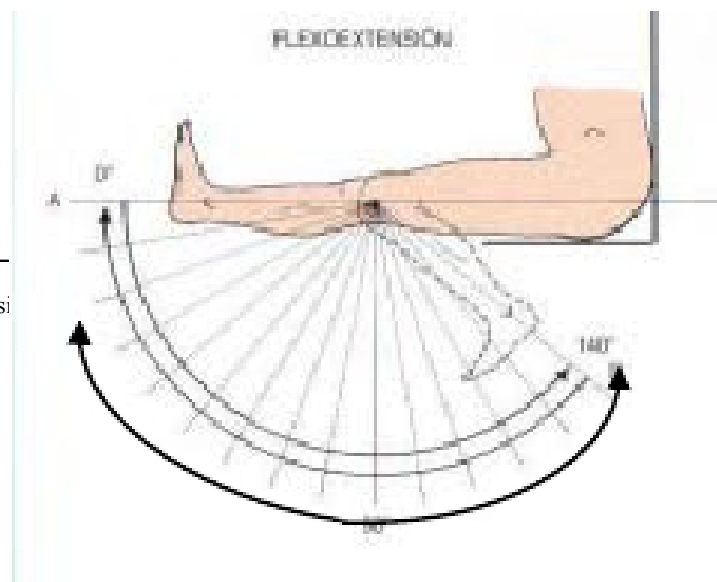


Figura 2.4 Movimiento flexión-extensión

2.5 Osteoartritis

La osteoartritis (OA) es una de las enfermedades más antiguas y comunes entre los seres humanos. En las articulaciones normales, una capa firme y elástica llamada cartílago recubre el extremo de cada hueso. El cartílago brinda una superficie lisa y lubricada que facilita el movimiento de las articulaciones y actúa como cojín entre los huesos. Cuando una persona padece de osteoartritis, el cartílago de las articulaciones se desgasta, lo que puede causar dolor y rigidez en las articulaciones (ver figura 2.5).



Figura 2.5 Osteoartritis

A medida que la enfermedad empeora, el cartílago desaparece y los huesos se rozan entre sí. La OA también es conocida por otros nombres, tales como enfermedad articular degenerativa, artrosis, osteoartrosis o artritis hipertrófica. Existen muchas afecciones y dolencias que pueden causar OA: exceso de peso, lesión en una articulación; debilidad muscular; daños en los nervios que suplen la zona de las articulaciones e incluso factores hereditarios.

Además del desgaste del cartílago, el líquido que se encuentra en la articulación podría desempeñar un papel en el proceso de la enfermedad. El líquido sinovial lubrica la articulación y es necesario para que ésta funcione correctamente.

2.6 Mecánica de la articulación de la rodilla

Las articulaciones se consideran como juntas mecánicas que mantienen unidos entre sí a los elementos óseos. Permitiéndoles llevar a cabo los movimientos para los cuales están diseñados. El movimiento angular de los huesos se obtiene gracias al deslizamiento y al giro de las superficies cartilaginosas que se encuentran en los extremos de los huesos, lo cual se observa claramente en la articulación de la

rodilla. Ésta articulación, es una de las más importantes, ya que permite el desplazamiento del cuerpo para realizar las diferentes actividades de la vida diaria. La rodilla trabaja, esencialmente, en compresión bajo la acción de la gravedad. Desde el punto de vista mecánico, la articulación de la rodilla es un caso sorprendente, ya que debe conciliar dos imperativos contradictorios: posee una gran estabilidad en extensión máxima, posición en la que la rodilla hace esfuerzos importantes debido al peso del cuerpo y a la longitud de los brazos de palanca; adquirir una gran movilidad a partir de cierto ángulo de flexión, movilidad necesaria en la carrera y para la orientación óptima del pie en relación a las irregularidades del terreno.

La rodilla resuelve estas contradicciones gracias a dispositivos mecánicos extremadamente ingeniosos; sin embargo, el poco acoplamiento de las superficies, condición necesaria para una buena movilidad, la expone a esguinces y luxaciones⁴⁶.

Los movimientos dentro del ciclo de la marcha (flexión y rotación) son mostrados en la figura 2.5.

⁴⁶ Ghista D.

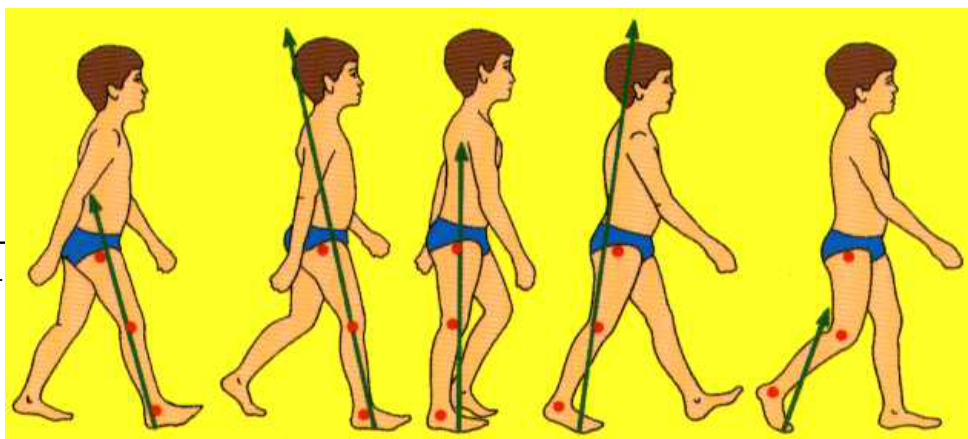


Figura 2.5 Movimientos presentes en el ciclo de la marcha.

En cuanto a la fuerza y el ángulo de flexión-extensión presente en la articulación de la rodilla⁴⁷, la figura 2.6 muestra las fases de apoyo y balanceo abundando sobre la marcha humana.

Figura 2.6 Sub fases del movimientos presentes en el ciclo de la marcha.

Fase de apoyo			Fase de balanceo
Subfases:			
Doble apoyo	Apoyo simple	Segundo doble apoyo	
Hitos:			Hitos:
Contacto del talón: instante en que el talón toca el suelo.			Aceleración: en esta se da una rápida aceleración del extremo de la pierna, después de que los dedos dejan el suelo.
Apoyo plantar: contacto de la parte anterior con el suelo.			
Apoyo medio(media stance): momento en que el trocánter mayor se encuentra alineado verticalmente con el centro del pie (plano sagital)			Balanceo medio (medio swing): la pierna en movimiento pasa a la pierna de apoyo como un péndulo.
Talón fuera: instante en que el talón se eleva del suelo.			
Dedos fuera: momento en que los dedos se elevan del suelo.			Desaceleración: la pierna desacelera al acercarse al final del intervalo.

⁴⁷ Hall C. W., Hulbert S. F., Levine S. N., Young F. A., "Bioceramics-Engineering

La figura 2.7 presenta la variación del peso soportado por la articulación de la rodilla en función del porcentaje del ciclo de la marcha. Hasta un 60% del ciclo, la articulación permanece cargada.

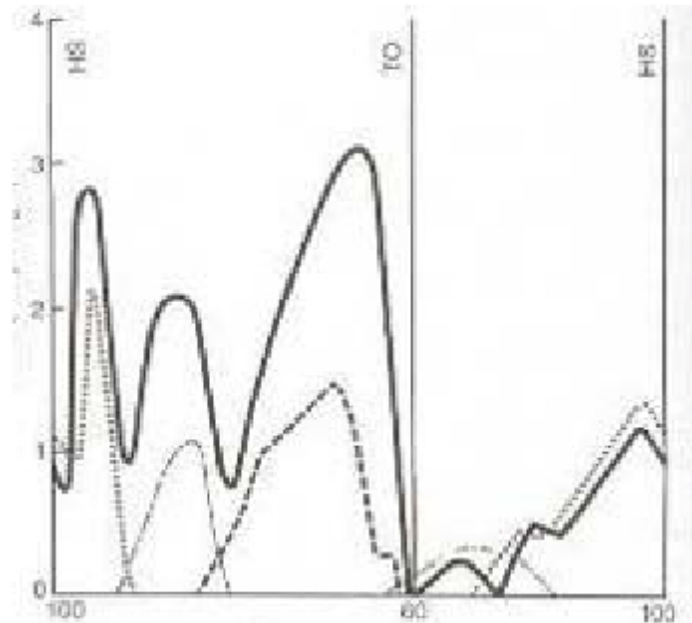


Figura 2.7 Gráfico de la fuerza presente en el ciclo de marcha

2.7 Ciclo de la marcha

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. El ciclo de la marcha como se ve en la figura 2.5, comienza cuando el pie contacta con el suelo y termina con el siguiente contacto con el suelo del mismo 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 flexionando 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 20 grados de flexión y empieza a

moverse en dirección de extensión como se ve en la figura. En el apoyo medio, la articulación de la rodilla está en unos 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.

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 grados de flexión. Entre el despegue del pie y la parte media del balanceo, la rodilla se flexiona de una posición inicial aproximada de 40 grados a un ángulo de máxima flexión, de aproximadamente 65 grados.

2.8 Prótesis de articulación de rodilla

La sustitución protésica de las articulaciones ha sido uno de los mayores avances logrados por la cirugía ortopédica en este siglo. El esfuerzo conjunto de ingenieros y cirujanos ortopedistas han posibilitado el desarrollo de los materiales y las técnicas para que ello sea posible. La sustitución protésica consiste en sustituir una articulación lesionada o artrósica por una articulación artificial denominada prótesis. En 1947, Shiers, un cirujano ortopédico británico desarrolló la primera prótesis de reemplazo total de rodilla, que era una sencilla prótesis de bisagra que pivotaba sobre un pasador central. De este primer diseño evolucionaron otros tipos de prótesis de rodilla, pero todos ellos funcionaban básicamente igual que una prótesis de bisagra, sin ningún intento de replicar el complicado movimiento de la rodilla natural. Esto se debía principalmente a los escasos conocimientos de la forma en que se mueve una rodilla fisiológicamente normal.

2.8.1 Componentes de la prótesis de articulación de rodilla

La mayoría de las prótesis de reemplazo de rodilla modernas están compuestas de cuatro elementos:

Un componente femoral metálico colocado en la parte inferior del fémur.

Un componente tibial metálico colocado en la parte superior de la tibia.

Un componente meñiscal de UHMWPE colocado entre los dos componentes metálicos que hace las funciones del cartílago como se muestra en la figura 2.8.

Una rótula o patela de polietileno que a veces (pero no siempre) se usa para reemplazar la parte posterior de la rótula.

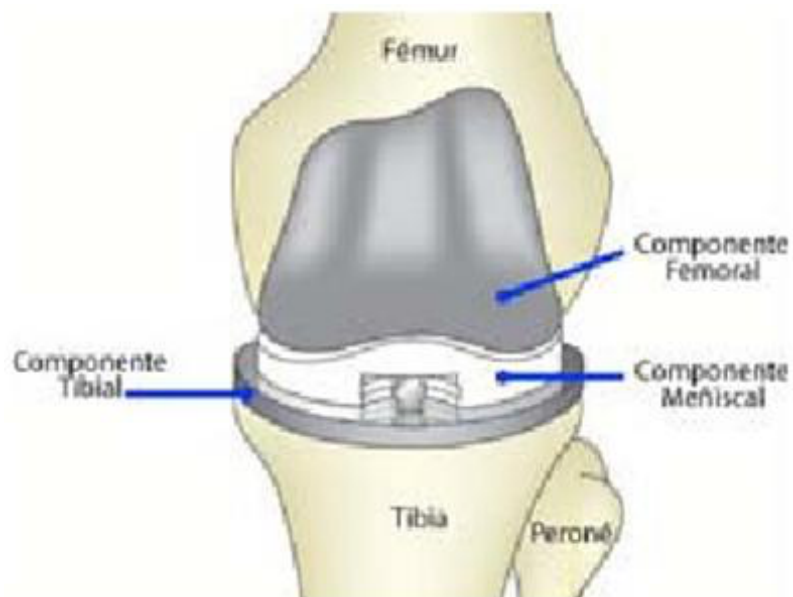


Figura 2.8 Componentes de la prótesis de articulación de rodilla

2.9 Esfuerzos de contacto

La mayoría de los elementos que soportan carga son diseñados en base al esfuerzo principal del cuerpo del elemento, esto es, en partes del cuerpo no afectadas por

esfuerzos localizados o cerca de la superficie de contacto entre los cuerpos. Sin embargo, en ciertos casos, los esfuerzos de contactos generados cuando las superficies de los cuerpos son presionadas una contra otra debido a cargas externas, son los esfuerzos más significativos y pueden producir la falla de uno o de los dos elementos en contacto. Por ejemplo, los esfuerzos de contacto pueden ser significativos en el área entre la rueda de una locomotora y el riel; entre el balín y su pista en un rodamiento; entre los dientes de un par de engranes en contacto, etc. Se puede observar que en los ejemplos anteriores, los elementos no necesariamente están siempre en contacto. De hecho, los esfuerzos de contacto son frecuentemente cíclicos por naturaleza y se repiten una y otra vez, causando falla por fatiga que comienza en una fractura localizada asociada al esfuerzo localizado. Uno de los primeros investigadores en estudiar este fenómeno fue H. Hertz (1895) quién obtuvo soluciones satisfactorias para los esfuerzos principales en la zona de contacto.

2.10 Caso general de dos superficies en contacto

Si se consideran dos discos semicirculares (ver figura 2.9), presionados uno contra otro por una fuerza P , inicialmente están en contacto en un solo punto. El efecto de la carga P es lograr que las superficies de los sólidos se deformen alrededor del punto inicial de contacto, haciendo que los dos cuerpos entren en contacto en una pequeña área alrededor de éste punto ⁴⁸.

⁴⁸ Hayes W. C., Swenson L. W. Jr., Schurman D.J., "Axisymmetric Finite Element Analysis of the Lateral Tibial Plateau", in Journal of Biomechanics, Vol. 11, pp 21-33, 1978.

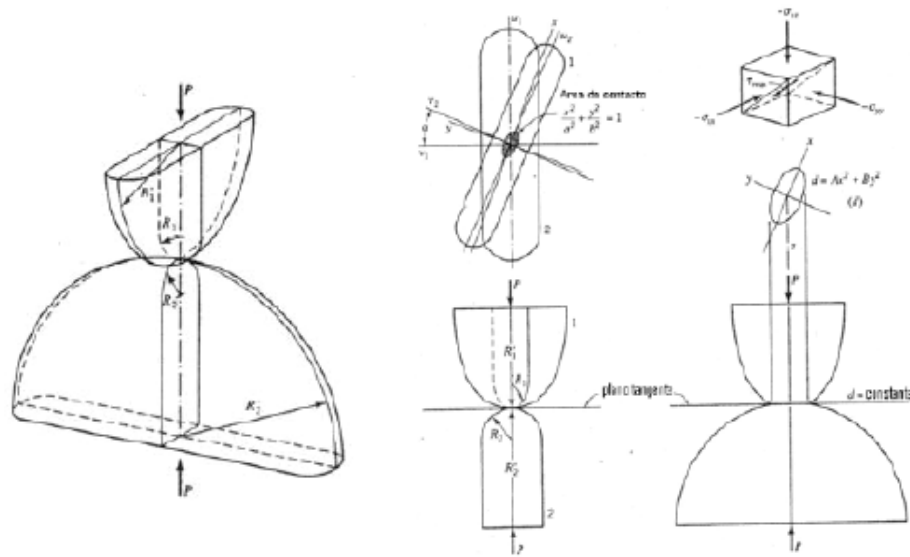


Figura 2.9 Caso general de geometrías de contacto

La forma de la superficie cerca del punto de contacto antes de cargar, puede aproximarse mediante la siguiente ecuación: en la cual x y y son coordenadas relativas a los ejes x y y con origen en el punto de contacto y A y B son constantes positivas que dependen de los principales radios de curvatura de las superficies en el punto de contacto. Cuando la carga P es aplicada, los cuerpos se deforman formando una pequeña área en la zona de contacto. Así pues la línea del borde del área de contacto se considera que es una elipse cuya ecuación es en la cual x y y son coordenadas relativas a los ejes x y y con origen en el punto de contacto.

Además, a y b son los semiejes mayor y menor, respectivamente, de la elipse de contacto. Las constantes A y B determinadas por Hertz, que dependen de los principales radios de curvatura de las superficies en el punto de contacto y del ángulo los planos correspondientes de las curvaturas principales.

Las superficies de contacto pueden ser ambas convexas, cóncava-convexa, convexa-plana lo cual como se muestra en la figura 2.10, se considera el signo de

los radios de acuerdo al caso adecuado.

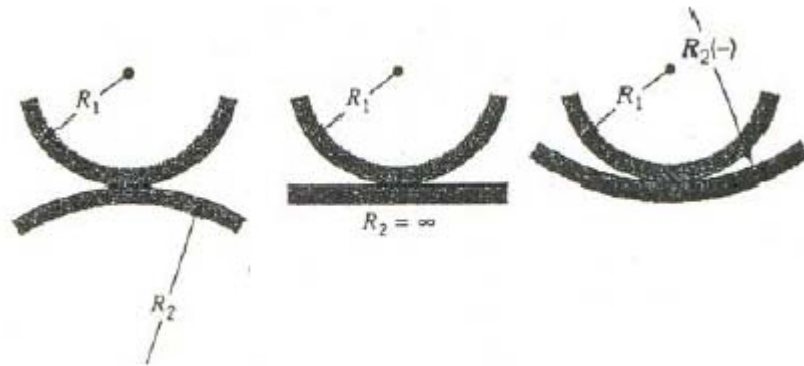


Figura 2.9 Superficies de contacto: (a) convexa- convexa, (b) convexa - plana y (c) convexa- cóncava.

2.11 Calculo de los esfuerzos de contacto

Este aspecto se desarrollará para la prótesis nueva diseñada

2.12 Fricción

La fricción, se explica como la pérdida gradual de energía cinética en diversas situaciones, donde los cuerpos o sustancias se desplazan, relativamente el uno con respecto al otro. En consecuencia, la fricción se puede definir como la resistencia al movimiento de un cuerpo, que se desliza tangencialmente, sobre otro con el que se encuentra en contacto.

2.13 Desgaste

La tasa de desgaste que se produce en los materiales se define como la pérdida de volumen de la superficie de desgaste por unidad de distancia deslizada. El modo de remoción del material de superficies en contacto ocurre a través de varios mecanismos de desgaste: adhesivo, abrasivo, fatiga y químico.

2.14 Teoría de desgaste por delaminación

Las superficies en contacto de ingeniería raras veces son planas o lisas, por mejor acabadas o pulidas que se encuentren. Superpuestas dos superficies, éstas entran en contacto a través de las cúspides dichas ondulaciones y asperezas. El área real de contacto entre las superficies de contacto es. Por ende, apreciablemente inferior al área de contacto aparente.

La presión efectiva en las zonas de contacto real será pues apreciablemente superior a la presión aparente. En tales contactos, las cargas puntuales sobrepasan los límites elásticos, produciéndose deformación plástica. Luego por acercamiento entre los átomos de ambas superficies, ocurre microsoldadura entre las mismas.

El mecanismo de desgaste, definido como adhesivo, se produce de acuerdo a la teoría mencionada debido a la modificación que experimentan las superficies, siendo el efecto predominante la formación y subsiguiente rotura de las microsoldaduras.

En el caso de superficies deslizantes, al entrar en contacto una aspereza con la superficie opuesta, esta se halla sometida a cargas normales y tangenciales. Las fuerzas normales a la superficie tienden a acercar átomos dispuestos en planos paralelos a las superficies. Las fuerzas tangenciales tienden a separar átomos que se encuentran en planos paralelos al movimiento. Dicho de otra manera; átomos de un mismo plano paralelo a la dirección del movimiento se hallan sometidos a tracción, mientras que átomos de planos adyacentes se hallan sometidos a compresión.

Este mecanismo de desgaste se considera como la principal causa del desgaste del inserto de UHMWPE en las prótesis de articulación de rodilla. La propagación de las fracturas por debajo de la superficie de contacto está asociada al esfuerzo cortante,

en especial es esfuerzo cortante máximo que se presenta como un estado de esfuerzos combinados aplicando la teoría de falla de von Mises. La localización del esfuerzo cortante máximo depende de la conformidad de los cuerpos en contacto. Cuando los componentes son conformes, el esfuerzo cortante máximo está en la superficie de contacto. Cuando los componentes son no conformes, dicho esfuerzo está por debajo de la superficie de contacto.

Conclusiones:

Por definir cuando se desarrolle el modelo de contacto