



Sobre el autor



Carmen Torrente Blanco. Coautores: Jesús Jiménez Octavio y Juan Carlos del Real Romero

Máster en Ingeniería Industrial por el ICAI (Universidad Pontificia Comillas).
Actualmente cursando un Máster en Energías Renovables. Especialidad: Energía Eólica por la Technological University of Denmark (DTU)

Resumen del artículo

La artroplastia de rodilla es una de las cirugías ortopédicas más exitosas y satisfactorias, tanto para pacientes como para cirujanos. Esto se debe a que dicha operación mejora la calidad de vida de los pacientes que sufren alteraciones degenerativas en la articulación de la rodilla. En España, este tipo de intervenciones ha aumentado de manera notable, desde las 12.500 prótesis implantadas en 1995 a 25.000 prótesis en el año 2.000. Además, los avances de los últimos años han aumentado la supervivencia de las mismas, superando los 10 años en el 95% de los casos. Sin embargo, el desgaste del cemento óseo es una de las principales causas del reemplazo de estas prótesis. En este artículo se estudiará el comportamiento de dos de los modelos que más se implantan: la prótesis PTR de Bisagra Rotatoria y la prótesis condilar Restringida y cómo afectan en el desgaste del cemento óseo.

ABSTRACT:

Knee replacement is one of the most successful and satisfactory orthopedic surgery, for

both patients and surgeons. This is because this surgery improves the quality of life of patients suffering from degenerative changes in the knee joint. In Spain, this type of intervention has increased significantly, from 12,500 prostheses implanted in 1995 to 25,000 in 2000. In addition, advances in recent years have increased the survival of these prostheses, exceeding 10 years in 95% of cases. However, it is the wear of the bone cement the main cause of the replacement of these prostheses. This article describes the behavior of two most common types of prostheses: the rotating hinge knee and the legacy of constrained condylar knee, and how they affect the wear of the bone cement.

PALABRAS CLAVE:

Prótesis, rodilla, cemento, RHK, LCKK

Análisis FEM de la resistencia y estabilidad de Prótesis de Rodilla

5 octubre, 2016 5 octubre, 2016

Introducción

El objetivo de este artículo es analizar la resistencia y estabilidad de prótesis de rodillas. Dicho estudio surge de la necesidad de encontrar las causas del desgaste que experimenta el cemento óseo en las prótesis de rodilla.

La artroplastia de rodilla es una de las cirugías ortopédicas más exitosas y satisfactorias, tanto para pacientes como para cirujanos. Esto se debe a que dicha operación mejora la calidad de vida de los pacientes que sufren alteraciones degenerativas en la articulación de la rodilla. En España, este tipo de intervenciones ha aumentado de manera notable, desde las 12.500 prótesis implantadas en 1995 a 25.000 prótesis en el año 2.000. Además, los avances de los últimos años han aumentado la supervivencia de las mismas, superando los 10 años en el 95% de los casos [1]. Sin embargo, el desgaste del cemento óseo es una de las principales causas del reemplazo de estas prótesis.

El objetivo principal de este artículo es obtener un modelo FEM de la rodilla para dos tipos de prótesis: la prótesis de bisagra rotatoria o RHK y la prótesis condilar restringida o LCKK, partiendo de dos TAC reales y, posteriormente, analizar, de manera biomecánica, las diferencias entre ambas prótesis. A partir de datos reales como son los TAC de las prótesis que dos pacientes tienen implantadas, se puede afirmar que los modelos FEM que se obtendrán serán más fieles a la realidad y, por tanto, los resultados obtenidos y las conclusiones a las que se llegarán serán más precisos. Con el objetivo de obtener unos modelos fiables de las prótesis se tendrán en cuenta sus características geométricas, cinemáticas y de restricción de giro.

Una vez obtenidos los modelos, el siguiente objetivo es analizar, desde el punto de vista estructural y mecánico, el comportamiento que tienen las prótesis bajo las distintas cargas que aparecen al llevar a cabo actividades que se podrían considerar como normales o cotidianas: andar por la calle, subir y bajar escaleras, levantarse de una silla. Estas cuatro actividades constituyen los cuatro casos de estudio llevados a cabo. Con ello, se pretende encontrar las razones de los elevados índices de reemplazo para poder, así, tratar de solventarlos.

Tipos de prótesis

A lo largo de la historia se han creado e implantado numerosos tipos de prótesis y su evolución se ha llevado a cabo mediante ciclos de prueba y error. Hoy en día, existen una gran variedad de prótesis, pero hay dos que destacan por ser las que más se implantan. Es por este motivo que este artículo se centra en el estudio de estas dos prótesis: Prótesis PTR de Bisagra Giratoria o RHK y Prótesis Condilar Restringida o LCCK.

La prótesis de bisagra o RHK (Rotating Hinge Knee) fue desarrollada en la década de 1950 para sustituir la articulación de la rodilla. Esta prótesis presentaba dos ventajas principales. En primer lugar, permitía que cada cirujano añadiese algunas modificaciones para adaptarla de la mejor manera posible a las necesidades de cada paciente. En segundo lugar, permitía una alineación perfecta de la prótesis con ambos huesos, aportando una gran estabilidad, tanto mecánica como estructural.

Sin embargo, aunque su simpleza es una de sus mayores ventajas también se convirtió en una debilidad. Debido a su simpleza, la prótesis no puede reemplazar los complejos movimientos de la rodilla, sólo los más sencillos y necesarios. Además, presenta una elevada tasa de desgaste debido a los posibles sobre-esfuerzos a los que se somete y al contacto continuo con los huesos, fruto de las fuertes restricciones que presenta.

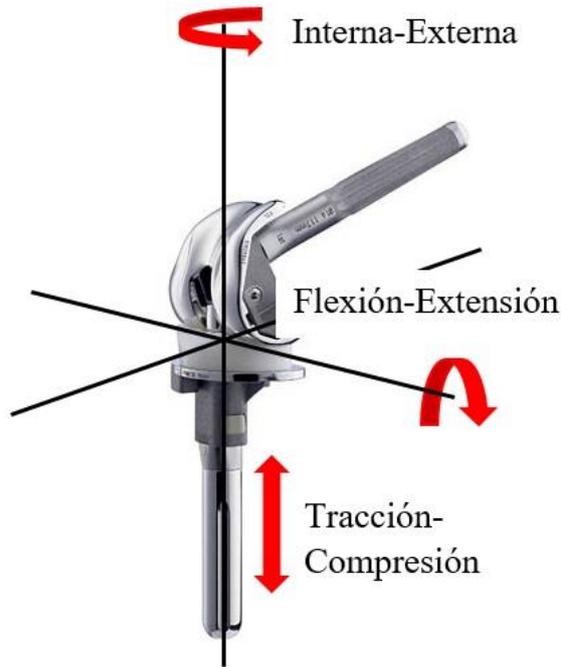


Figura 1 – Esquema de los grados de libertad de la prótesis RHK

En la actualidad, estas prótesis se implantan en aquellos pacientes que presentan una pérdida ósea importante, ya sea en el fémur, en la tibia o en ambas, e inestabilidad, debida a la carencia o mal funcionamiento de los 4 ligamentos principales de la rodilla y a una insuficiencia muscular. El fémur y la tibia quedan unidos por un implante que consta de una bisagra. A pesar de que permite los movimientos de flexión y extensión, permitiendo una rotación de aproximadamente 10° entre la flexión y la extensión, lo que se considera un rango normal, la bisagra limita los esfuerzos. Este tipo de prótesis son muy estables, de ahí que se utilicen en casos en los que las estructuras encargadas de estabilizar la rodilla (los ligamentos) están dañadas. En la Figura 1 se observa un ejemplo de este tipo de prótesis. Cabe destacar que en el mercado existen varios tamaños disponibles tanto de las cuñas modulares como de los vástagos y mangos metafisiarios, para poder ajustarse adecuadamente a los distintos casos.

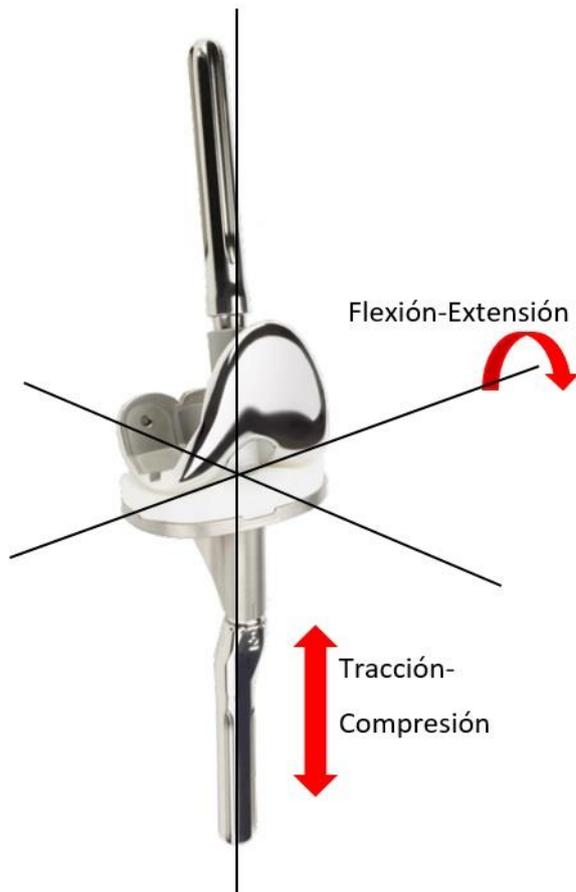


Figura 2 – Esquema de los grados de libertad de la prótesis LCKK

Por otro lado, la prótesis condilar restringida, también denominada LCKK (Legacy of Constrained Condylar Knee) se utiliza en aquellos casos en los que el paciente presenta problemas en los ligamentos de la rodilla y/o deficiencias óseas. Fue diseñada para resistir los momentos que se crean en el plano coronal, debidos precisamente a dichas deficiencias. Su principal ventaja es que permite cambiar el eje de rotación durante la flexión de manera que se producen menos esfuerzos en la prótesis. Los primeros modelos fueron desarrollados para, entre otras cosas, poder llevar a cabo la función del Ligamento Cruzado Posterior (LCP), proporcionando estabilidad a la rodilla. Sin embargo, presenta unas restricciones que, en ocasiones, son demasiado estrictas y provocan el aflojamiento de las mismas y el consecuente reemplazo, con las implicaciones sanitarias y económicas que tiene. En la Figura 2 se muestra un ejemplo. Este tipo de prótesis se caracteriza por sustituir la superficie de carga entre el fémur y la tibia por componentes artificiales no conectados. La componente tibial está formada por dos partes, una bandeja metálica que cubre la parte superior de la tibia y un soporte de plástico fija a dicha bandeja que sustituye a la rótula y está articulado con la componente tibial.

Grados de libertad

La articulación de la rodilla puede representarse mediante un modelo de seis grados de libertad, divididos a su vez en tres grados de libertad para las rotaciones y otros tres grados de libertad para los desplazamientos entre el fémur y la tibia.

En la categoría de las rotaciones se encuentran los siguientes grados de libertad:

- Flexión-Extensión: Está aplicado sobre un eje medio-lateral definido como una línea cuyos orígenes pueden ser:
 1. Una línea perpendicular al ligamento cruzado posterior y paralela a la línea epicóndilea.
 2. Una línea que pasa entre los orígenes de los ligamentos colaterales.
 3. Una línea que pasa por el centro de los cóndilos femorales.
- Adducción-Abducción: Está aplicado sobre un eje anteroposterior del centro de la rodilla y conectado con la tibia.
- Interna-Externa: Es la bisectriz del ángulo entre las proyecciones de los ángulos femorales en el plano transversal. Esta rotación está aplicada sobre la intersección entre un eje tibial y la línea transepicondilar en el punto medio de los epicóndilos.

Por su parte, en la categoría de las traslaciones se encuentran los siguientes grados de libertad:

- Medial-Lateral: Está aplicada sobre un eje medial lateral, conectando los puntos más distales de los cóndilos femorales.
- Anterior-Posterior: Está aplicada sobre un eje antero-posterior con respecto a la tibia. Esta traslación tiene lugar durante la flexo-extensión, cuando el fémur se traslada anteroposteriormente sobre las superficies articulares de la tibia. Este eje puede rotar con la flexión de la tibia, para mantenerse paralelo a la superficie articular.
- Tracción-Compresión: Está aplicada sobre la longitud proximal-distal de la tibia, con un ángulo de 2° sobre el eje longitudinal de la tibia.

Las dos prótesis que son objeto de estudio en este proyecto presentan distintos grados de libertad. En primer lugar, la prótesis RHK tiene tres de los seis grados totales. Este tipo de prótesis permite dos movimientos de rotación: flexo-extensión y rotación interna-

externa, mientras que sólo permite uno de los movimientos de traslación: la tracción-compresión [2]. En la Figura 1 se muestran dichos grados de libertad.

Por su parte, la prótesis LCCK presenta únicamente dos grados de libertad: la flexión-extensión y la tracción- compresión [3], tal y como se muestra en la Figura 2.

Obtención de los modelos

A partir de dos TAC correspondientes a dos pacientes reales, que tienen implantadas una prótesis de bisagra y una prótesis condilar restringida, se procedió a la obtención de los modelos. Cabe destacar que los TAC se encontraban en un formato especial para el intercambio de pruebas médicas conocido como *Digital Imaging and Communications in Medicine* o DICOM. Por este motivo, el primer paso fue la extracción, a partir de los archivos DICOM y mediante el programa 3D-Slicer, de una nube de puntos (en formato STL) correspondientes a las prótesis. Una vez conseguida la nube de puntos, ésta debía ser procesada y retocada, puesto que era posible que apareciesen imperfecciones debido al algoritmo que utiliza el programa anterior. Una vez procesadas, se guardaron en formato STP, es decir, en lugar de ser una nube de puntos ya eran modelos sólidos propiamente dichos, que podían ser analizados. Tanto el procesado como la transformación de nube de puntos a sólido se llevó a cabo mediante el programa *Geomagic Studio*.

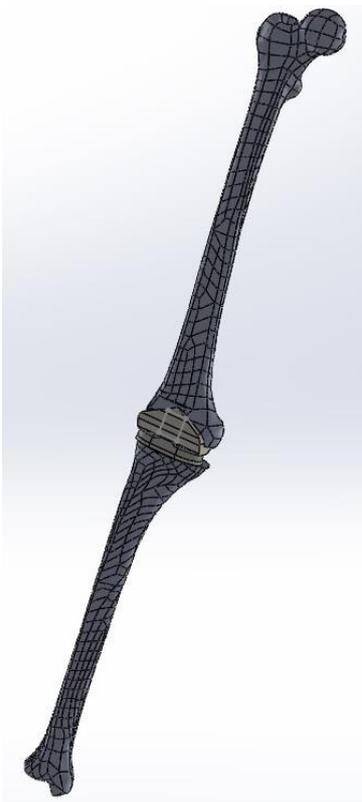
Los modelos obtenidos presentaban un problema principal: debido al algoritmo del programa 3D-Slicer la nube de puntos era insuficiente para definir completamente la parte interna de las prótesis, quedando llena de huecos y superficies entrecruzadas, lo que dificultaba considerablemente el procesado posterior. Todo ello provocó que, al exportar las prótesis al programa *ANSYS 16.0* para el correspondiente análisis FEM, éste diese numerosos errores. Por estas razones, finalmente se decidió utilizar *Solid Works 2014* para diseñar las prótesis. Para ello, se utilizaron los modelos previamente obtenidos con el fin de obtener las medidas más significativas y así poder crear un modelo lo más parecido posible a la realidad.

Además de los modelos de las prótesis, es necesario también modelar tanto el fémur como la tibia, con el fin de poder aplicar correctamente las fuerzas y momentos que se generan en la articulación. El proceso ideal para ello hubiera sido el mismo que se ha explicado

previamente, pero debido a los mismos motivos finalmente se obtuvieron de internet [4].
En las Figuras 3 y 4 se muestran las dos prótesis insertadas en los modelos óseos.



Modelo RHK insertado en los huesos en la posición de marcha



Análisis de los resultados

Para estudiar el desgaste del cemento óseo es necesario tener en cuenta que, de todas las componentes de los dos tipos de prótesis, son el elemento que va insertado en el fémur y la componente tibial los que están en contacto con el mismo, por lo que para analizar el desgaste es necesario estudiar el comportamiento de dichos elementos. Para llevar a cabo el análisis se obtuvieron los valores máximos de tensión y deformación, localizados en las zonas de contacto entre las prótesis y el cemento. Para poder llevar a cabo el análisis, es necesario conocer las propiedades mecánicas del cemento óseo, siendo el PMMA el material utilizado para ello y cuya función es la de transmitir las fuerzas entre el hueso y el implante. En la Tabla 1 se muestran sus propiedades mecánicas.

Propiedad	Valor	Unidad
Resistencia a la tracción	72	MPa
Módulo de elasticidad en tracción	30.000	MPa
Resistencia a la flexión	116	MPa

Tabla 1: Propiedades mecánicas del PMMA [5]

En las Tablas 2 y 3 se recogen las tensiones máximas encontradas en las componentes, localizadas en las zonas de contacto entre las mismas y el cemento.

Caso	Componente fémur	Componente tibial
Marcha	15,3	5,9
Ascenso de escaleras	382	333,5
Descenso de escaleras	652	101,8
Incorporación desde silla	108,3	235,7

Tabla 2: Resumen de los valores de tensión equivalente [MPa] para las prótesis RHK

Caso	Componente femoral	Componente tibial
Marcha	17,7	4,6
Ascenso de escaleras	315,4	130,2
Descenso de escaleras	655,4	197
Incorporación desde silla	87,8	219

Tabla 3: Resumen de los valores de tensión equivalente [MPa] para las prótesis LCCK

En el caso de la prótesis RHK, teniendo en cuenta los valores obtenidos en las simulaciones (Tabla 2) y las propiedades mecánicas del cemento, recogidos en la Tabla 1, se aprecia como en el primer caso de estudio (marcha) los valores de tensión obtenidos no superan la resistencia máxima a tracción. Sin embargo, se puede apreciar como en los otros tres casos de estudio el límite de la resistencia a flexión es superado, a excepción de los casos de descenso de escaleras e incorporación desde una silla. En el tercer caso, la componente insertada en el fémur sí supera dicho límite mientras que las tensiones acumuladas en la componente tibial no superan el límite de resistencia a flexión, mientras que en el cuarto caso de estudio, pasa lo contrario: la componente insertada en el fémur no supera el límite a flexión, pero el componte tibial sí. Se puede observar también cómo es el elemento que va insertado en el fémur el que presenta, en general, valores más altos, lo que provocaría un mayor desgaste del cemento en esta zona. Dado que estos tres casos de estudio son actividades cotidianas, esta puede ser la causa del alto grado de desgaste del cemento óseo.

Por otro lado, analizando los valores obtenidos para la prótesis LCCK (Tabla 3) y las propiedades mecánicas de cemento (Tabla 1), se aprecia que, al igual que en el caso de la

prótesis RHK, en el caso de la marcha, los valores de resistencia máxima a tracción no se superan, mientras que en los otros tres casos de estudio el límite de la resistencia a flexión es superado por uno o ambos elementos. Además, del mismo modo que en la prótesis RHK, en este caso es el elemento que va insertado en el fémur el que también presenta los valores más altos y, por tanto, provoca un mayor desgaste del cemento óseo en esa zona.

En el caso de las deformaciones, los valores máximos obtenidos se recogen en las Tablas 4 y 5.

Caso	Componente femoral	Componente tibial
Marcha	1,3	$1,83 \cdot 10^{-2}$
Ascenso de escaleras	3,98	0,73
Descenso de escaleras	17,1	13,1
Incorporación desde silla	32,3	31,1

Tabla 4: Resumen de los valores de deformación [mm] para las prótesis RHK

Caso	Componente femoral	Componente tibial
Marcha	$8,92 \cdot 10^{-2}$	$6,17 \cdot 10^{-3}$
Ascenso de escaleras	3,22	0,52
Descenso de escaleras	15,5	10,3
Incorporación desde silla	14,9	13,8

Tabla 5: Resumen de los valores de deformación [mm] para las prótesis LCCK

Se puede apreciar cómo, igual que ocurría en el caso de las tensiones equivalentes, las deformaciones son mayores en la componente que va insertada en el fémur, siendo la relación entre las tensiones y las deformaciones directamente proporcional, de manera que, si la tensión equivalente es elevada, también lo es la deformación.

Conclusiones

A la vista de los resultados obtenidos en las Tablas 2, 3, 4 y 5 se puede apreciar que la prótesis RHK genera unos esfuerzos mayores tanto en la componente insertada en el fémur como en la componente tibial. Aunque en un principio podría haberse supuesto que la prótesis RHK, al tener más grados de libertad, presentaría menores tensiones, los resultados demuestran lo contrario. Esto puede deberse a que, al permitir más movimientos, también provoca que se generen más tensiones, debido a dichos movimientos. Además, el diseño de la prótesis LCCK permite cambiar el eje de rotación durante la flexión, lo que reduce los esfuerzos. También se puede afirmar es que es el

descenso de escaleras la actividad que más esfuerzos genera en la articulación de la rodilla, siendo la componente insertada en el fémur la que más tensiones acumula.

En el caso de las deformaciones el comportamiento es bastante coherente, siendo mayor la deformación de cada pieza en el modelo que presentaba una mayor tensión equivalente.

Por los resultados obtenidos lo que parece claro es que es la componente que va insertada en el fémur la que provoca un mayor desgaste del cemento en ambos tipos de prótesis, debido a que es en dicha componente donde se acumulan las mayores tensiones y deformaciones en ambos modelos.

Posibles mejoras y futuros estudios

Uno de los mayores problemas que se encontró durante el desarrollo del proyecto fue el hecho de intentar obtener los modelos de las prótesis a partir de los TAC, debido a la aparición de huecos dentro de las mismas que impedía su posterior estudio mediante ANSYS, debido a que no era un cuerpo sólido. Por ello, una de las posibles mejoras para este análisis sería extraer los modelos de los TAC de tal manera que éstos pudieran ser implementados en el programa. De esta manera se conseguirían unos resultados más exactos.

Por otra parte, para continuar con este estudio se podrían llevar a cabo estudios de esfuerzos cortantes y fatiga para cada uno de los casos de estudio, así como un estudio dinámico, en lugar de estático. Al llevar a cabo el estudio de fatiga se podría calcular la vida media del cemento mientras que con el estudio dinámico se daría un paso más hacia un estudio más fiel a la realidad.

Finalmente, otro posible estudio sería llevar a cabo un análisis similar al presentado en este artículo, pero para aquellas prótesis que no están cementadas, con el fin de estudiar cómo se distribuyen las tensiones y las deformaciones en ese tipo de prótesis.

Bibliografía

[1] Ortega Andreu, M.; Barco Laaksi, R.; Rodríguez Merchán, E. C.; *Artroplastia total de rodilla* Disponible en: <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-cirugia-ortopedica-traumatologia-129-articulo-artroplastia-total-rodilla-13038057>

[2] *Zimmer NexGen Rotating Hinge Knee Primary/Revision Surgical Technique*. Disponible en: <http://www.zimmer.com/content/dam/zimmer-web/documents/en-US/pdf/surgical-techniques/knee/zimmer-nexgen-rh-knee-primary-revision-technique.pdf>

[3] *Revision LCCK Intrumentation Surgical Technique for Legacy Constrained Condylar Knee*. Disponible en: <http://www.zimmer.com/content/dam/zimmer-web/documents/en-US/pdf/surgical-techniques/knee/revision-lcck-instrumentation-surgical-technique.pdf>

[4] Modelos *STL* de fémur y tibia. Disponibles en: <http://www.thingiverse.com/thing:157696/#files>

[5] Plásticos Ferplast. Diponible en: <https://www.plasticosferplast.com/files/producto/pmma.pdf>