

# Resultados orientadores para el diseño de prótesis totales de rodilla construidas con materiales rígidos

José Di Paolo\*, Marcelo E. Berli\*\*, Diego M. Campana\*\*, Sebastián Ubal\*\*  
y Luciano D. Cárdenes\*\*\*

Grupo Biomecánica Computacional, Facultad de Ingeniería, UNER  
Ruta 11, Km 10, (3100) Oro Verde, Entre Ríos, Argentina  
[jdipaolo@bioingenieria.edu.ar](mailto:jdipaolo@bioingenieria.edu.ar)

## RESUMEN

En este trabajo se modela la zona de contacto lubricado en una prótesis total de rodilla cuyos componentes femoral y tibial se suponen construidos con un material de muy alta rigidez y lubricados por un fluido no newtoniano (líquido sinovial).

A los fines de la determinación de relaciones óptimas entre factores geométricos, carga de la articulación y espesores de película que superen a las rugosidades superficiales, la ecuación de Reynolds fue resuelta mediante un algoritmo basado en el método de elementos finitos, el método de Newton y procedimientos de continuación paramétrica. Dadas sus condiciones de contorno, la solución de dicha ecuación implica un problema de frontera libre, donde la determinación del dominio de definición es parte del problema.

Las fases de la marcha estudiadas fueron las de apoyo y la de balanceo. Las predicciones numéricas confirman que al aumentar la velocidad de operación o al disminuir la carga, se desarrollan películas más gruesas alejando la posibilidad de contacto sólido-sólido. Si bien el régimen predominante es el de lubricación mixta, se muestra que aumentando la conformidad entre las superficies, es posible predisponer un contacto de película completa en la mayor parte del ciclo de marcha. Dichos resultados se presentan mediante gráficos que pueden servir para guiar el diseño de prótesis totales de rodilla compuestas por materiales de muy alta rigidez.

**Palabras Claves:** prótesis, lubricación, elementos finitos, materiales rígidos.

Artículo producido por la ejecución del PID 6056, *Biomecánica del Continuo: Análisis Computacional de la Lubricación Asistida en Juntas Sinoviales*, financiado por la UNER desde el 05/07/05 al 05/07/08.

\* Director del PID 6056

\*\* Integrantes del PID 6056 (Docentes Investigadores)

\*\*\* Integrante del PID 6056 (Becario de Iniciación a la Investigación de la UNER)

## 1. INTRODUCCIÓN

Cuando la articulación de la rodilla se encuentra seriamente dañada e imposibilitada de brindar movimiento, como en el caso de la osteoartritis avanzada, ésta debe ser removida y reemplazada por una prótesis total de rodilla. Si bien esto es una solución para el enfermo, éste tipo de implantes tiene una vida útil relativamente corta, a lo sumo de 15 años luego de colocado (Berli, 2002), periodo a partir del cual debe ser reemplazado significando un gran trauma para el paciente. La performance mecánica de las prótesis respecto a la rodilla natural es muy baja, siendo el desgaste y la consecuentemente liberación de partículas de polietileno la causa más frecuente para su remoción. El desgaste puede ser disminuido modificando las propiedades mecánicas de los materiales en contacto, la geometría y la velocidad de deslizamiento, aspectos que influyen en la formación de una película de fluido lubricante que evita el contacto sólido - sólido.

Con este fin y alternativamente, se están estudiando y desarrollando prótesis totalmente rígidas, las cuales podrían tener una mayor duración una vez implantadas (Hutchings, 2003; Scholes, 2003; Udofia, 2003; Jin, 1999). En este sentido hay más experiencia en prótesis de cadera, donde la precisión de los procesos de fabricación están asegurando una alta conformidad entre la copa acetabular y el componente femoral, no obstante, incógnitas como su larga duración por un lado y las fallas a corto plazo por otro, aún no han sido develadas por lo que ameritan la profundización de los estudios (Wimmer, 2003).

El acabado superficial de los materiales empleados en prótesis también influye en el desgaste y el régimen de lubricación desarrollado (Hutchings, 2003), pudiendo éste ser de película completa, mixta o de frontera. Como el desgaste volumétrico de los materiales es inversamente proporcional a la dureza de los mismos, una alternativa para reducir el volumen desgastado es emplear materiales más duros y rígidos (Scholes, 2000). Los estudios sobre prótesis construidas con éstos materiales, como metal sobre metal (MOM) o cerámica sobre cerámica (COC), han sido inspirados en la consecución de tasas de desgaste más bajas, evitando la osteólisis y aflojamiento aséptico producida por las partículas de polietileno de las prótesis convencionales, como también por presentar menores rugosidades superficiales (Wimmer, 2003; Di Paolo, 2006).

Adicionalmente, un factor importante en la reducción del desgaste es el régimen de lubricación (Udofia, 2003; Dowson, 2003) que en una prótesis -como en la rodilla natural- lo posibilita el líquido sinovial, éste posee características no-newtonianas (Bujurke, 2007), variando dinámicamente su viscosidad de acuerdo a las condiciones de funcionamiento de la articulación, y por lo tanto induciendo cambios en el espesor de la película lubricante. Por ello, el espesor de fluido entre los elementos en contacto es el parámetro más importante a ser estudiado cuando se aborda un diseño (Chaomleffel, 2007) para asegurar una vida útil lo más larga posible.

El modelo de lubricación propuesto en este trabajo se resuelve para las dos fases del ciclo de marcha: la de apoyo y la de balanceo. La primera dura cerca del 60% del ciclo, y es el periodo más exigente, en el cual la única pierna apoyada recibe todo el peso del cuerpo además de los esfuerzos que realizan los músculos para estabilizar la articulación (pudiendo actuar una carga hasta tres veces el peso corporal (Berli, 2002), ver Figura 1), el restante 40% lo ocupa la fase de balanceo

en la cual la articulación es sometida a menores esfuerzos ya que el pie no está apoyado sobre el suelo, por ende las superficies articulares se encuentran más separadas. Si bien el ciclo de la marcha es un fenómeno dinámico, la frecuencia con la cual se repite, considerando un desplazamiento con cadencia normal, es tan baja (del orden de un paso por segundo) que el mismo puede estudiarse como una sucesión de estados estacionarios, de los cuales el más relevante es aquel en donde la carga sobre la articulación es máxima.

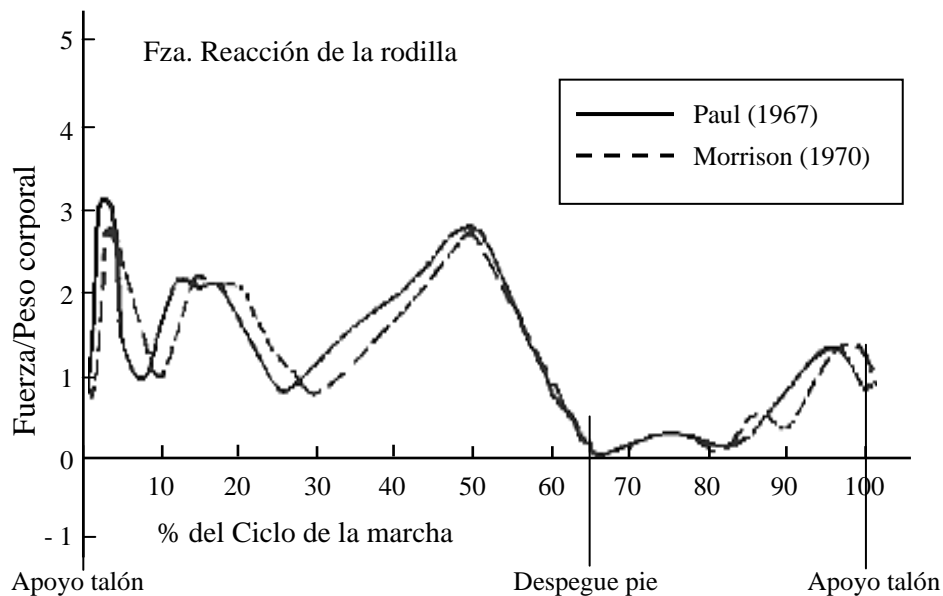


Figura 1: Fuerza de reacción en la articulación de la rodilla.

En este trabajo se modela la zona de contacto lubricado en una prótesis total de rodilla cuyos componentes femoral y tibial se suponen construidos con un material de muy alta rigidez (indeformable a los fines del modelado), lubricados por un fluido no newtoniano (líquido sinovial). El mismo se resuelve para las condiciones de la articulación durante la fase de apoyo y la de balanceo por separado, con el objetivo de determinar las relaciones óptimas entre factores geométricos, carga de la articulación y espesores de película que superen a las rugosidades superficiales de los materiales.

## 2. MODELO EN ECUACIONES Y METODOLOGÍA DE SOLUCIÓN

El modelo propuesto es el correspondiente a una hipotética prótesis total de rodilla construida con materiales indeformables, tanto el componente femoral como el tibial. La Figura 2 indica (fuera de escala para mayor claridad) la geometría equivalente (Di Paolo, 2006) del contacto cargado, representada por un cilindro en contacto longitudinal con una superficie plana. El radio equivalente del cilindro es tal que su curvatura es igual a la suma de las curvaturas de los elementos originales. Previo a la obtención de las ecuaciones del modelo, se asumen las siguientes hipótesis:

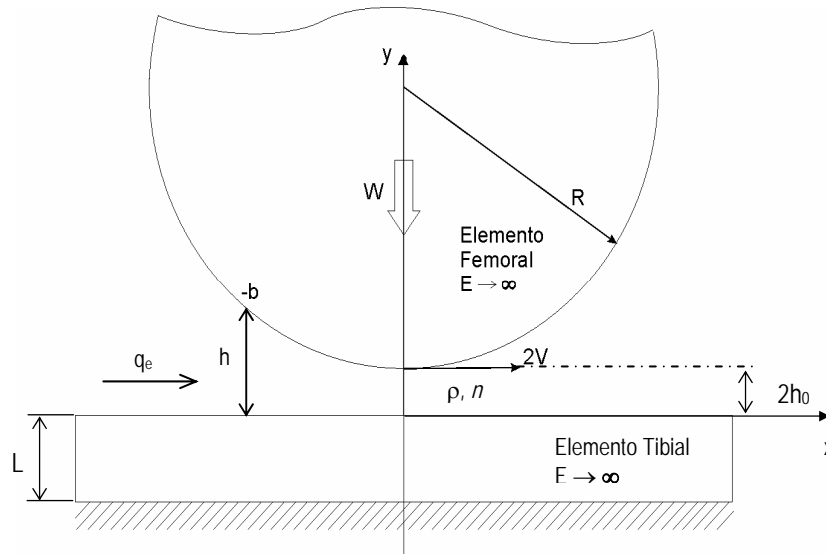


Figura 2: Geometría equivalente de una prótesis de rodilla construida con materiales indeformables.

- 1) Aproximación de lubricación
- 2) Fluido no newtoniano (pseudoplástico) modelado como ley de potencia
- 3) Flujo laminar, unidireccional y Couette dominante. Estado estacionario
- 4) Velocidades tangenciales de deslizamiento promedio en la articulación
- 5) Fuerzas de torsión despreciables actuando en la articulación
- 6) Rugosidades superficiales despreciables
- 7) Temperatura constante.

Las ecuaciones que gobiernan el problema surgen de plantear los balances de masa y cantidad de movimiento en la configuración mostrada en la Figura 2. La generación de presión en el fluido, en función de la viscosidad y la altura del canal de flujo están relacionadas por la ecuación de Reynolds, que en su forma integral es:

$$p(x) = 12 n \mu_0 \int_{-b}^x \left[ \frac{h(-b)}{h(x)} \right]^{n-1} \frac{V h - 2q_e}{h^3} dx \quad (1)$$

donde  $p(x)$  es la presión generada en el fluido,  $h$  y  $q_e$  son el canal de flujo y el caudal respectivamente,  $n$  el exponente adimensional de la viscosidad del fluido (ley de potencia) sinovial cuyo valor *in vivo* se desconoce. No obstante, en este trabajo  $n$  es un parámetro que variará entre 0.4 y 1.0.

La Ecuación (1) se resuelve bajo las siguientes condiciones de contorno: la presión debe tomar un valor ambiental de referencia (cero) a la entrada del canal de flujo, mientras que en la salida del mismo, donde la lubricación termina, tanto la presión como su gradiente deben ser cero (Di Paolo, 2006), estas condiciones se denominan “de Reynolds” y se establecen en el sistema llamado Ecuación (2).

$$x = -b, p = 0 \quad (2)$$

$$x = \bar{x}, p = dp/dx = 0 \quad (2)$$

$\bar{x}$  es el extremo final del dominio y su localización se desconoce, lo cual convierte la formulación en un problema de frontera libre. Dado que en este trabajo se asumen superficies totalmente indeformables, la geometría del canal de lubricación vendrá dada por la Ecuación (3):

$$h(x) = 2h_0 + x^2 \quad (3)$$

La aplicación de las condiciones dadas en (2) a la Ecuación (1) y su derivada, teniendo en cuenta la Ecuación (3), dan como resultado las siguientes ecuaciones:

$$0 = \int_{-b}^{\bar{x}} \left[ \frac{h(-b)}{h(x)} \right]^{n-1} \frac{Vh - 2q_e}{h^3} dx \quad (4)$$

$$0 = 2h_0 + \bar{x}^2 - \frac{2q_e}{V} \quad (5)$$

Por último, la carga por unidad de longitud sobre la articulación, deberá ser soportada por la distribución de presión, es decir:

$$w = \int_{-b}^{\bar{x}} p(x) dx \quad (6)$$

Las variables dimensionales han sido escaladas con las magnitudes características listadas en la Tabla 1, cuyos valores fueron tomados de mediciones realizadas para los parámetros físicos y operativos de una rodilla normal que se muestran en la Tabla 2 (Berli, 2002).

Tabla 1: Magnitudes características para la definición de las variables adimensionales.

Denominación	Magnitud característica
Presión característica.	$\frac{\mu_o V}{L} \left( \frac{R}{L} \right)^{1/2} 10^5$
Longitud característica en la dirección x.	$(R L)^{1/2}$
Caudal característico	$2 V L$
Viscosidad característica	$\mu_o$
Carga Característica	$\frac{\mu_o V R}{L} 10^5$

Bajo la hipótesis de estado estacionario, el modelo se resuelve asumiendo valores de los parámetros correspondientes a la fase de apoyo de la marcha por un lado, y por otro a la fase de balanceo. Los valores representativos para ambas fases son la carga axial y la velocidad.

Tabla 2: Parámetros físicos y operativos de una rodilla (Berli, 2002).

Denominación	Símbolo	Valor
Radio del cilindro equivalente.	$R$	1.532 m
Velocidad tangencial promedio de las superficies en contacto.	$V$	$1,91 \times 10^{-2} - 0,65$ m/s
Viscosidad a la entrada del canal.	$\mu_o$	1,00 Pa s
Módulo elástico de los elementos femoral y tibial.	$E$	$\infty$
Exponente de viscosidad del lubricante.	$N$	1,00 - 0,40
Posición a la entrada del canal de lubricación.	$-b$	$-3,97 \times 10^{-2}$ m
Carga específica sobre el contacto.	$W$	$7,35 \times 10^4$ N/m

Durante la fase de apoyo predominan las altas cargas y bajas velocidades relativas, mientras que en la fase de balanceo las cargas son más bajas y las velocidades más elevadas (Ishikawa, 2006).

## 2.1. Grado de conformidad de una prótesis

Los componentes femorales de los diseños de prótesis actuales tienen como máximo tres radios de curvatura anteroposteriores, pero solo una parte del componente femoral correspondiente a dos de estos radios ( $R_{fa}$  y  $R_{fp}$ ) se hermana con el componente tibial y son los que se usan en este trabajo. Estos radios se tomaron como valores medios entre cinco tamaños de prótesis del mismo fabricante existentes en el mercado (De Puy, 2004), y el porcentaje de conformidad entre ambos componentes se determinó de la siguiente manera:

$$\% \text{ Conformidad} = \frac{\overline{R_{fi}}}{R_t} \times 100 \quad (7)$$

donde  $\overline{R_{fi}}$  es el radio del componente femoral promedio y  $R_t$  es el radio del componente tibial. Los radios promedios resultan:  $\overline{R_{fa}} = 36.48 \text{ mm}$  y  $\overline{R_{fp}} = 21.20 \text{ mm}$ , donde  $\overline{R_{fa}}$  es el radio anterior promedio y el  $\overline{R_{fp}}$  es el radio posterior promedio del componente femoral. Durante la marcha normal el implante trabaja bajo distintos grados de conformidad (ver Blunn, 2003 para detalles) como consecuencia del diseño del componente femoral (que tiene dos radios de curvatura diferentes). Este hecho justifica la simulación de las fases de apoyo y balanceo por separado, ya que en la primera el grado de conformidad entre los componentes es del 95% mientras que en la última es solo del 55.3%.

## 2.2 Técnica de solución del sistema de ecuaciones

El sistema no lineal de ecuaciones fue resuelto con un algoritmo basado en el método de elementos finitos con una discretización adaptable a cada nueva posición de la frontera libre, el método de Newton y procesos de continuación paramétrica, el código computacional fue programado en el grupo Biomecánica Computacional (Di Paolo, 2006) e implementado en FORTRAN. Este programa determina la presión en cada nodo, la separación mínima entre los componentes, el caudal de lubricante y la posición de la frontera libre. Ello significa que para NN nodos seleccionados en el dominio de solución, habrá NN+3 incógnitas. El exponente de la ley de potencia y la carga, fueron utilizados como parámetros que pueden ser variados en el proceso de continuación paramétrica. Las Ecuaciones (1), (4), (5) y (6) se utilizaron para generar los NN+3 residuos con los cuales las incógnitas se determinaron en un dominio con 280 nodos.

## 3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En las Figuras 3 y 4 se exponen las curvas adimensionales que contienen los parámetros considerados más representativos para abordar el diseño de las prótesis de rodilla desde el punto de vista de la teoría de la lubricación. En el eje de abscisas se observa el parámetro adimensional que relaciona la viscosidad a la entrada del canal con la velocidad y la carga específica, en tanto en el eje de las ordenadas se grafica el parámetro (también adimensional) que relaciona la altura de canal mínima con el radio equivalente del cilindro (ver Figura 2).

Estas curvas son, en todo el rango explorado de las abscisas, funciones monótonas crecientes, es decir que al incrementarse la velocidad de operación de la junta o disminuir la carga específica sobre ésta, el sistema responderá con mayores alturas de canal, lo que genera una condición favorable, pudiéndose desarrollar entonces una película de lubricación.

Una aproximación al diseño de una prótesis de rodilla debería contemplar la predicción de la formación de una película de lubricación en función de un conjunto de parámetros. Así, conocidas la separación entre las superficies (alturas del canal), que pueden obtenerse por simulación computacional o en algunos casos por experimentación, y los valores promedios de la rugosidad superficial, es posible calcular el parámetro  $\lambda$ , muy utilizado en lubricación (Scholes, 2003; Udofia, 2003; Scholes, 2000; Dowson, 2003), para predecir el régimen de lubricación teórico. Para valores de  $\lambda \ll 1$ , existirá contacto directo entre las superficies, si  $1 < \lambda < 3$  entonces el régimen de lubricación será mixto, mientras que si  $\lambda > 3$  el régimen de lubricación será de película completa.

En el diseño de prótesis de rodilla será deseable que éstas siempre se encuentren en régimen de película completa, donde las separaciones mínimas de las superficies sean al menos tres veces la rugosidad conjunta del material. Para el radio equivalente considerado en este trabajo, un grado de conformidad del 95%,  $\lambda > 3$  y rugosidades combinadas de 80 nm -correspondientes a una prótesis CoCrMo/CoCrMo (Scholes, 2003) -, es posible trazar una línea paralela al eje de las abscisas (ver Figuras 3 y 4) determinando el mínimo valor de  $H_{\min}/R$  para este diseño, por encima del cual, cualquier valor del parámetro adimensional  $n_0 v/W$ , se corresponde con un régimen de película completa. La prótesis en diseño

debería poseer un  $H_{\min} / R$  por encima del mínimo. No cumplido este requisito, el mismo se consigue modificando  $R$  u optando por materiales que permitan mejores acabados superficiales.

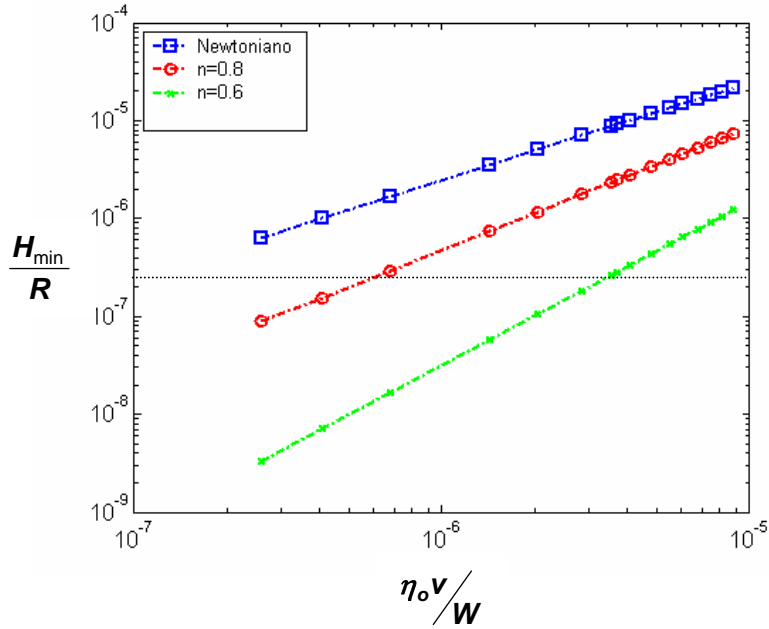


Figura 3: Curvas adimensionales para la fase de apoyo (la carga es tres veces el peso corporal), considerando al líquido sinovial como newtoniano y como no-newtoniano.

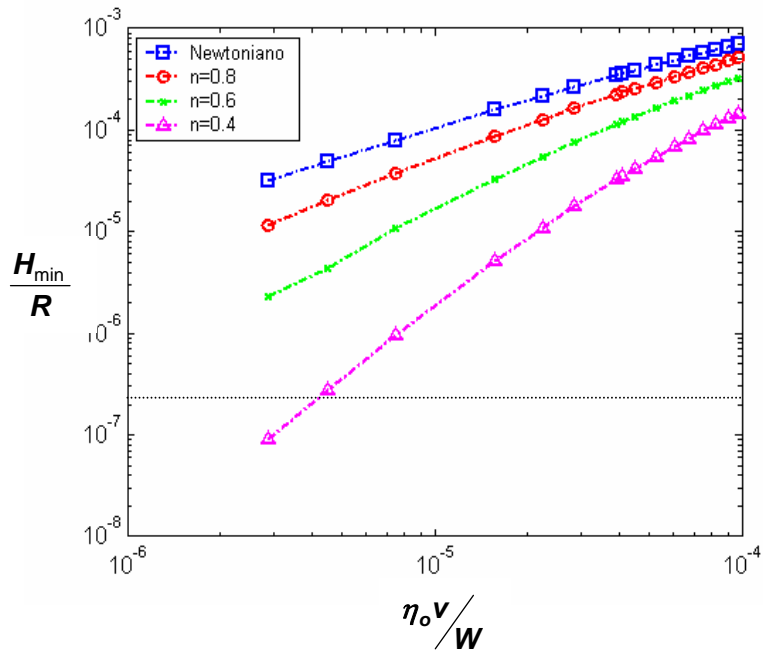


Figura 4: Curvas adimensionales para la fase de balanceo (la carga es un tercio del peso corporal), para líquido sinovial newtoniano y no-newtoniano.

Es evidente que las rugosidades de los materiales influenciarán el régimen de lubricación, dependiendo del material éstas pueden variar entre 80 nm y 5 nm (Scholes, 2003; Insley, 2003).

De los resultados se observa que para fluidos newtonianos puede asegurarse un régimen de lubricación de película completa, sin embargo este no es el caso más real, ya que el líquido sinovial tiene características pseudoplásticas.

Sin embargo, el empleo de alúmina de tercera generación en la construcción de las prótesis, dadas su extrema dureza y las muy bajas rugosidades superficiales aseguraría, aún en el caso más exigente (fase de apoyo), la formación de una película de lubricación.

Si bien se ha mostrado que los diseños que contemplen altos grados de congruencia favorecen la formación de una película de lubricación, esto podría provocar limitaciones en el movimiento de la articulación, fundamentalmente en el plano transversal, lo que conduciría al desarrollo de altos torques que terminen por aflojar el componente tibial. Una posible solución a éste problema sería considerar en el modelo el plano transversal de la rodilla para lo cual se debería adoptar un modelo bidimensional. Para ello, la reducción del grado de conformidad en el plano anteroposterior a expensas de incrementarlo en la dirección mediolateral (transversal), permitiría obtener un grado de conformidad conjunto óptimo. No obstante, esto debe ser estudiado más en detalle atendiendo a las limitaciones propias de la biomecánica de la rodilla y del modelo en ecuaciones.

Por último, por razones de extensión no se han mostrado los perfiles de presión en el lubricante y los canales de flujo completos sino que se ha centrado la discusión en la altura de canal mínima, es decir, en la máxima aproximación de las superficies en contacto. Ello además sostenido por la hipótesis de elementos absolutamente rígidos, que pone a las conclusiones del lado de la seguridad puesto que las deformaciones, de considerarlas, actuarían aumentando la separación de las superficies en contacto (Di Paolo, 2006).

#### **4. CONCLUSIONES**

En este trabajo se ha presentado un modelo teórico del fenómeno de lubricación de una prótesis de rodilla compuesta por materiales rígidos. El modelo altamente no lineal fue resuelto por un algoritmo basado en la discretización de las ecuaciones mediante el método de los elementos finitos y una implementación computacional al efecto.

Las predicciones de las alturas de canal mínimas se han obtenido bajo condiciones de estado estacionario para distintas velocidades, en función de ellas se mostró que la formación de una película lubricante depende sensiblemente de los parámetros geométricos de la prótesis (radio equivalente y conformidad), como también de las rugosidades del material y la característica pseudoplástica del fluido lubricante. No obstante, materiales rígidos como los metálicos o los cerámicos permitirían la existencia de una película lubricante reduciendo el desgaste y la cantidad de partículas liberadas. Es importante destacar que para evitar el contacto directo entre los componentes de las prótesis, éstas debieran

contemplar grados de congruencia por encima del 95 %, cuidando que ello no limite el movimiento de la articulación sobre otros ejes.

Los resultados mostrados en éste trabajo indican que el régimen de lubricación que predominaría sería el de lubricación mixta, sin embargo podría presentarse lubricación de película completa atendiendo al grado de conformidad y las terminaciones superficiales de los componentes. En vista a lo anterior, es promisorio la obtención de componentes para prótesis de alta rigidez (y dureza) y muy pequeña rugosidad, para lograr bajas tasas de desgaste que minimicen las posibilidades de falla de las prótesis de rodilla y su eventual recambio.

## 5. REFERENCIAS

BERLI, M. (2002). Estudio numérico de un sustrato poroso de baja rigidez para prótesis de rodilla. Tesina de grado para la obtención del Título de Bioingeniero. Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos.

BLUNN G. W.; BELL C. J.; WALKER P. S.; CHATTARJEE S.; PERRY J.; CAMPBELL P.; HAIDER H.; PAUL J. P. (2003). Capítulo 9. Simulator testing of total knee replacements. Friction, Lubrication and Wear of artificial Joints. Editorial Professional Engineering Publishing, Wiltshire, Reino Unido.

BUJURKE N.M.; KUDENATTI R. B.; AWATI V.B. (2007). Effect of surface roughness on squeeze film poroelastic bearings with special reference to synovial joints. Math. Biosciences Vol. 209, pp. 76-89.

CHAOMLEFFEL J. P.; DALMAZ G.; VERGNE P. (2007). Experimental results and analytical predictions of EHL film thickness. Tribology International Vol. 40, pp. 1543-1552.

DEPUY PRODUCTS, Inc. US. (2004). Traducción de la patente Europea: Diseño de cóndilo de componente femoral para prótesis de rodilla. Publicación número 2205003, Oficina Española de patentes y marcas. España.

DI PAOLO J; BERLI M. (2006). Numerical analysis of the effects of material parameters on the lubrication mechanism for knee prosthesis. Computational Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering Vol. 9, pp. 79-89.

DOWSON D.; GOLDSMITH A. A. J.; MCNIE C. M.; SMITH S. L. (2003). Capítulo 4. A tribological study of metal-on-metal total replacement hip joints. Friction, Lubrication and Wear of artificial Joints. Editorial Professional Engineering Publishing, Wiltshire, Reino Unido.

HUTCHINGS I. M. (2003). Capítulo 1. Biotribology – A personal View. Friction, Lubrication and Wear of artificial Joints. Editorial Professional Engineering Publishing, Wiltshire, Reino Unido.

INSLEY G. M.; STEWART T.; NEVELOS J.; FISHER J.; STREICHER R. M. (2003). Capítulo 7. Wear of ceramic-on-ceramic hip prosthesis under micro-separation simulation conditions. Friction, Lubrication and Wear of artificial Joints. Editorial Professional Engineering Publishing, Wiltshire, Reino Unido.

ISHIKAWA H.; FUJUKI H. (1996). Computacional Biomechanics. Contact Mechanics in the artificial knee joint. Springer Verlag, Sanshodo, Japón.

JIN Z. M.; DOWSON D. (1999). A Full numerical analysis of hydrodynamic lubrication in artificial hip joint replacement constructed from hard materials. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, part C: Journal of Mechanical Engineering Sciences Vol. 213, pp. 355-370.

SCHOLES S. C.; SMITH S. L.; ASH H. E.; UNSWORTH A. (2003). Capítulo 5. The lubrication and friction of conventional UHMWPE, novel compliant layer, and hard bearing surfaces for use in total hip prosthesis. Friction, Lubrication and Wear of artificial Joints. Editorial Professional Engineering Publishing, Wiltshire, Reino Unido.

SCHOLES S.C.; UNSWORTH A.; HALL R.M.; SCOTT R. (2000). The effects of material combination and lubricant on the friction of total hip prostheses. Wear Vol. 241, pp. 209–213.

UDOFIA I. J.; JIN Z. M. (2003). Elastohydrodynamic lubrication analysis of metal-on-metal hip-resurfacing prosthesis. Journal of Biomechanics Vol. 36, pp. 537-544.

WIMMER M. A; SPRECHER C.; HAUERT R.; TÄGER G.; FISCHER A. (2003). Tribochemical reaction on metal-on-metal hip joint bearings. A comparison between in-vitro and in-vivo results. Wear Vol. 255, pp. 1007–1014.