

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE UN MODELO DE LUBRICACIÓN 2D PARA UNA PRÓTESIS DE CADERA

José Di Paolo y Marcelo E. Berli

Facultad de Ingeniería – (FI)
Universidad Nacional de Entre Ríos – (UNER)
CC 47, Suc. 3, 3100, Paraná, Entre Ríos, Argentina
e-mail: josedp@ceride.gov.ar, jdipaolo@fi.uner.edu.ar, marceloberli@iespana.es

Palabras claves: Elementos finitos, prótesis de cadera, fricción, sustrato poroso.

***Resumen:** Las prótesis de cadera son prácticamente la única solución actual para un paciente con su articulación totalmente desgastada. Si bien la tecnología para la producción y posterior colocación de prótesis ha mejorado notablemente, estas funcionan adecuadamente a lo sumo 15 años. En personas jóvenes, ello puede devenir en nuevas intervenciones y padecimientos psico-físicos de importancia.*

Una de las principales fallas de estos implantes es el desgaste del polietileno del componente acetabular debido, entre otros factores, a la fricción que se produce entre las superficies en movimiento.

La articulación de cadera natural contiene un elemento poroso y elástico (cartilago) capaz de contribuir en el caudal de fluido sinovial que circula por el canal de lubricación formado entre las superficies. Trabajos anteriores sobre modelos de rodilla, demostraron vía resultados numéricos que este proceso es uno de los principales responsables de los bajos coeficientes de fricción que se producen en la articulación sana.

En este trabajo se resuelve numéricamente un modelo bidimensional de lubricación de prótesis de cadera con movimiento pleno en estado estacionario, reemplazando el polietileno utilizado actualmente como componente acetabular, por un sustrato genérico poroso de baja rigidez con capacidad de exudar y absorber líquido sinovial, generando un mecanismo de autolubricación similar al cartilago articular.

Los resultados preliminares obtenidos a través de un algoritmo basado en elementos finitos, muestran la disminución del coeficiente de fricción sobre el sustrato si se toman rangos de valores adecuados del coeficiente de exudación θ , el cual mide la proporción de fluido del volumen deformado del sustrato, que éste puede liberar o absorber.

INTRODUCCIÓN

Ante un estado de movimiento pleno y bajo la acción de cargas, la articulación de la cadera humana permite el movimiento relativo entre los huesos que la componen con un mínimo de fricción entre las superficies en contacto. De esta manera, se preserva la junta natural con tasas de desgaste muy bajas a lo largo de toda la vida de un individuo.

Cuando debido a enfermedades propias del envejecimiento humano (artritis, artrosis, etc.), anomalías congénitas o traumas previos se produce un deterioro significativo de la articulación, debe recurrirse al reemplazo de la misma con una prótesis. Esta última consta de un componente femoral metálico y un componente acetabular de Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (UHMWPE). Si bien estos reemplazos constituyen prácticamente la única solución para una articulación totalmente desgastada, tienen una vida media de solo 15 años, lo cual en individuos jóvenes puede devenir en nuevas intervenciones y padecimientos psicofísicos de importancia.

El desgaste del polietileno ha sido reconocido como una de las principales causas de falla de las prótesis de cadera actuales. Dentro de los varios factores que influyen en el proceso de desgaste, la lubricación de las superficies es un punto fundamental a tener en cuenta para reducir el coeficiente de fricción en las mismas.

La articulación natural de la cadera está compuesta por extremidades rígidas (huesos) recubiertas por un material muy deformable y poroso (cartilago hialino). Este último está constituido por un entramado de moléculas hidrofílicas (colágeno, proteoglicanos) que le permiten mantener un alto grado de hidratación. Ante la acción de una carga, el líquido atrapado en el seno del cartilago puede ser exudado por compactación hacia la superficie articular. De esta manera, el cartilago tiene la capacidad de funcionar como una esponja, liberando líquido cuando se lo comprime y absorbiéndolo cuando se lo expande. Este fenómeno trae como consecuencia el aporte de fluido a la zona de contacto para favorecer a la lubricación de la articulación y es una de las principales diferencias entre una articulación natural y una prótesis actual.

Trabajos previos sobre un modelo unidimensional de lubricación de la articulación de rodilla, demostraron que la característica poroelástica de los cartílagos es fundamental en la obtención de los bajos coeficientes de fricción de las articulaciones saludables, evidenciando el beneficio del mecanismo de autolubricación^{1,2,3}.

Trabajos posteriores⁴, realizados también con modelos de lubricación en una dimensión, permitieron analizar una hipotética prótesis conteniendo un componente de metal y otro de sustrato poroso. En ellos pudo comprobarse la disminución del coeficiente de fricción respecto a las prótesis con polímeros no porosos, disminución que llega a ser alrededor de un 30% si se toman rangos de valores óptimos del parámetro θ (factor de exudación), el cual mide la capacidad que tiene el sustrato poroso para absorber o liberar fluido de sus poros.

En este trabajo se emplea un modelo bidimensional de lubricación para analizar una prótesis de cadera de metal y sustrato poroso. Mediante la utilización de un algoritmo basado en el método de elementos finitos, se obtuvieron resultados preliminares orientados a estudiar la influencia del aspecto poroelástico del hipotético sustrato poroso para reducir uno de los principales factores que causan la falla por desgaste de estos implantes: la fricción.

MODELO

El modelo de ecuaciones que deberá ser resuelto, surge del planteo de las ecuaciones de conservación en la geometría equivalente de la figura 1. Dado que desea conocerse la distribución de presión en el fluido y la forma del canal de flujo del lubricante, que surge de la deformación del sustrato acetabular, basta con plantear conservación de masa y cantidad de movimiento para la fase líquida y conservación de cantidad de movimiento para el sólido poroso deformable.

Se asumen las siguientes hipótesis simplificatorias:

- 1) Aproximación de lubricación y fluido incompresible.
- 2) Fluido sinovial newtoniano.
- 3) Flujo estacionario, bidireccional, laminar y Couette dominante.
- 4) Componente femoral indeformable.
- 5) Componente acetabular poroso de baja rigidez, con capacidad de exudar o absorber fluido por compactación o expansión. Propiedades elásticas constantes.
- 6) Dimensiones de la zona de carga mucho mayor que el espesor del sustrato (L).
- 7) Rugosidad superficial despreciable.
- 8) Temperatura constante.

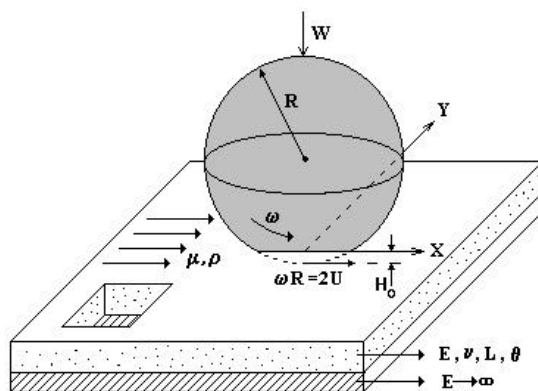


Figura 1: Geometría equivalente del contacto cargado de la prótesis de cadera.

La figura 1 indica (fuera de escala para mayor claridad) la geometría equivalente⁵ de la prótesis de cadera. Las superficies de la prótesis fueron modeladas como dos esferas en contacto puntual, siendo la esfera que representa al componente femoral interior a la correspondiente al componente acetabular. El radio de la esfera equivalente (R) es tal que su curvatura es igual a la suma de la curvatura de los elementos originales. La geometría

equivalente indeformada, queda descrita por la parábola más cercana al contorno de la esfera en la zona central de contacto^{5,6}. La ecuación de la altura del canal de lubricación se obtuvo restando las superficies mencionadas en un hipotético estado indeformado en el cual el componente femoral se introduce en el acetabular representando la acción de una carga W , más la deformación del sustrato que evitará dicho entrecruzamiento y será fundamental en la separación de las superficies. Esta ecuación es:

$$H = H_0 + \frac{X^2}{R} + \frac{Y^2}{R} + \delta \quad (1)$$

donde H_0 es el entrecruzamiento de las superficies indeformadas y δ la deformación del sustrato. Esta última, en virtud de las hipótesis 4, 5 y 7, depende sólo de la carga actuante en cada punto (presión local) y se describe como proporcional a ella de la siguiente forma:

$$\delta = \frac{L}{E''} P \quad (2)$$

donde L es el espesor del sustrato y E'' el módulo elástico equivalente, cuya expresión, en función de la hipótesis 6) es:

$$E'' = \frac{(1-\nu)E}{(1+\nu)(1-2\nu)}$$

E y ν son el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson del sustrato respectivamente. El modelo de proporcionalidad de deformación utilizado se conoce como modelo de columna, cuya validez se circunscribe especialmente a la hipótesis 5 y a valores de ν menores a 0.5, ya que no satisface la incompresibilidad del sustrato⁵. Asimismo, en este modelo no hemos tenido en cuenta la variación del módulo elástico E a lo largo del espesor del sustrato, debido a la incompresibilidad del fluido atrapado en los poros no conectados.

Debido a que se asume al sustrato con capacidad de exudar o absorber fluido, en cada punto del canal, el caudal será variable en función de la deformación y por ende de la presión local. Para establecer esta dependencia, se realiza el balance de masa en un volumen muy pequeño dentro del canal, como muestra la figura 2. La diferencia entre los caudales de entrada y salida, es el caudal aportado o absorbido por la deformación del sustrato en el tiempo (Δt) en que las partículas de fluido traspasan las paredes del volumen; es decir:

$$-Q_x|_x - Q_y|_y + Q_x|_{x^*} + Q_y|_{y^*} = Q_{ex} \quad (3)$$

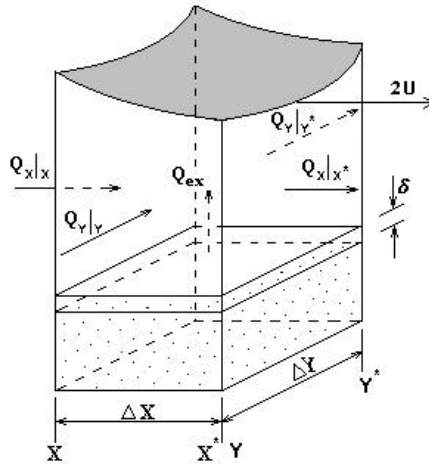


Figura 2: Representación de un pequeño volumen dentro de canal de lubricación.

El sustrato aportará así un volumen de fluido que contribuye al caudal de la siguiente manera:

$$Q_{ex} = \frac{\text{Volumen del líquido exudado}}{\Delta t} = \delta \frac{\Delta X}{\Delta t} \Delta Y \theta \quad (4)$$

donde $\Delta X / \Delta t = 2U$ y θ es el denominado factor de exudación. Este factor mide la proporción hueca (saturada con fluido) del volumen deformado del sustrato conectada a poros superficiales, que es la cantidad de fluido que éste puede liberar o absorber. θ guarda una relación directa pero desconocida con la porosidad y puede medirse experimentalmente a través de convenientes ensayos de compactación; en este modelo se considerará uniforme en todo el sustrato. Su utilización como parámetro en el algoritmo, permite encontrar el valor más recomendable para el mejor funcionamiento de una prótesis.

La expresión de los caudales Q_x y Q_y surge de analizar el flujo del líquido sinovial en las caras del volumen considerado:

$$Q_x = \int_0^Y \int_0^H V_x \cdot dZ \cdot dY \equiv \left(\int_0^H V_x \cdot dZ \right) \Delta Y = \bar{Q}_x \cdot \Delta Y \quad , \text{ si } \Delta Y \ll 1 \quad (5)$$

$$Q_y = \int_0^{X^*} \int_0^H V_y \cdot dZ \cdot dX \equiv \left(\int_0^H V_y \cdot dZ \right) \Delta X = \bar{Q}_y \cdot \Delta X \quad , \text{ si } \Delta X \ll 1 \quad (5')$$

donde V_X y V_Y son los perfiles de velocidad del líquido en las direcciones X e Y respectivamente, y sus expresiones se obtienen de aplicar las ecuaciones de Navier-Stokes al fluido sinovial dentro del canal bajo las hipótesis 1), 2) y 3) ⁶.

Reemplazando (5) y (5') en la ecuación (3) y como $X^* = X + \Delta X$ y $Y^* = Y + \Delta Y$, al tomar límite para $\Delta X \rightarrow 0$ y $\Delta Y \rightarrow 0$, se tiene:

$$\frac{\partial}{\partial X} \bar{Q}_x + \frac{\partial}{\partial Y} \bar{Q}_y = \frac{\partial}{\partial X} Q_{ex} \tag{6}$$

De la ecuación (6) surge la ecuación de lubricación de Reynolds, característica de los flujos muy viscosos que circulan por canales estrechos. Debido a la existencia de un sustrato poroso con capacidad de intervenir en el caudal de la película lubricante, se obtuvo una ecuación de Reynolds modificada, cuya expresión es:

$$\frac{\partial}{\partial X} \left(\frac{H^3}{12\mu} \frac{\partial P}{\partial X} \right) + \frac{\partial}{\partial Y} \left(\frac{H^3}{12\mu} \frac{\partial P}{\partial Y} \right) = \frac{\partial}{\partial X} (VH - 2V\delta\theta) \tag{7}$$

Las condiciones de contorno que debe cumplir la ecuación de Reynolds, se establecen sobre el dominio graficado en la figura 3, donde se ha considerado la mitad del dominio total del problema en función de que los valores de canal y la distribución de presión son simétricos en la dirección normal al movimiento de las superficies protésicas⁵. Se establecen de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} \text{en } \Gamma_1, \quad P &= 0, \\ \text{en } \Gamma_2, \quad P &= 0, \\ \text{en } \Gamma_4, \quad P &= 0, \\ \text{en } \Gamma_3, \quad \frac{\partial P}{\partial Y} &= 0 \end{aligned} \tag{8}$$

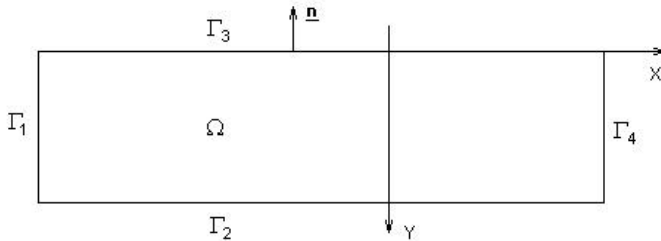


Figura 3: Representación del semidominio.

Las condiciones de contorno impuestas, si bien son de fácil manejo computacional, conducen a la obtención de resultados que presentan presiones subambientales que raramente puedan aparecer en un contacto real de las características del que aquí se presenta. Ello debido a que por dicha razón el fluido cavitaria. Las condiciones de contorno que representan adecuadamente la realidad de un contacto lubricado, son las denominadas de Reynolds que además de establecer presión nula en la frontera de salida, también establecen que su gradiente debe ser cero. La dificultad de la utilización de esta condición de contorno está en que la frontera en donde debe ser impuesta, es a priori desconocida, lo cual implica su manejo como una frontera libre a través de métodos específicos (método de los spines) de compleja implementación⁷.

La distribución de presión en el fluido es quién soporta la carga evitando que los sólidos en contacto se toquen, por lo tanto, debe cumplirse que la magnitud de la carga (W) sea igual a la integral de la presión en todo el dominio:

$$W = \int_{\Omega} P \, dX \, dY \quad (9)$$

donde w es la mitad de la carga total aplicada en la mitad del dominio considerado.

Las fuerzas de fricción (F) sobre cada superficie lubricada, pueden obtenerse por la integración en el dominio del esfuerzo cortante obrante en cada punto de ellas. Debido a que en la dirección perpendicular (dirección Y) al movimiento de la prótesis, no existe movimiento de deslizamiento entre los componentes de la misma, y debido a la simetría con respecto al centro de contacto, sólo se consideran los esfuerzos cortantes en dirección X . Este esfuerzo puede obtenerse asemejando las superficies en contacto en cada posición del canal, a dos placas paralelas:

$$\tau_{1,2} = \frac{2V}{H} \mu \mp \frac{\partial P}{\partial X} \frac{H}{2}$$

Finalmente:

$$F_{1,2} = \int_{\Omega} \tau_{1,2} \, dX \, dY \quad (10)$$

y los factores de fricción ϕ (ec. (11)) en cada superficie en contacto, se definen como el cociente entre la fuerza de fricción correspondiente y la carga.

$$\phi_{1,2} = \frac{F_{1,2}}{W} \quad (11)$$

Mediante la solución de las ecuaciones en forma adimensional, pueden representarse varias situaciones dimensionales, por lo cual se utilizaron las variables características de la tabla I

para el proceso de adimensionalización. Se presentan aquí las ecuaciones adimensionales mas importantes:

- **Ecuación del canal de lubricación:**

$$h = h_0 + x^2 + y^2 + \delta \tag{12}$$

- **Ecuación de elasticidad basada en el modelo de columna:**

$$\delta = NE_1 p \tag{13}$$

donde el número elástico NE_1 surge de la adimensionalización de las ecuaciones

$$NE_1 = \frac{\mu_0 V}{LE^n} \left(\frac{R}{L} \right)^{\frac{1}{2}} 10^5$$

- **Ecuación de Reynolds modificada:**

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(h^3 \frac{\partial p}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(h^3 \frac{\partial p}{\partial y} \right) = \frac{\partial}{\partial x} [(NG)h - (NE_2)\theta p] \tag{14}$$

donde

$$NG = 12 \times 10^{-5} \quad \text{y} \quad NE_2 = \frac{24 \mu V}{E^n L} \left(\frac{R}{L} \right)^{\frac{1}{2}}$$

<i>Denominación</i>	<i>Variable característica</i>
Presión característica	$\frac{\mu_0 V}{L} \left(\frac{R}{L} \right)^{\frac{1}{2}} 10^5$
Longitud característica para X e Y	$(R L)^{1/2}$
Longitud característica para la altura del canal y las deformaciones	L
Caudal característico	$2 V L$

Tabla I: variables características para el proceso de adimensionalización

METODO DE RESOLUCION

Las ecuaciones del modelo planteado presentan un fuerte acoplamiento debido a la mutua dependencia entre la presión del fluido y la deformación del elemento tibial (ver ecs. (13) y (14)). En este trabajo se utilizó una técnica numérica basada en el método de elementos finitos, el método de Newton y continuación paramétrica a través de un código computacional de factura propia, ejecutado en una computadora personal Pentium III, de 733 MHz y 512 Mb de RAM, en doble precisión. El algoritmo trabaja de forma que las únicas incógnitas son las presiones en cada nodo del dominio, siendo las deformaciones, el canal y la carga, funciones implícitas de la presión. Los coeficientes de fricción son luego obtenidos mediante un posprocesamiento de la presión y las alturas del canal.

El semidominio fue discretizado con una distribución de elementos rectangulares (ver figura 4) de nueve nodos, para aproximar la función incógnita (presión) con funciones bicuadráticas. Los elementos fueron dispuestos de manera tal que exista un mayor número en la dirección del movimiento relativo de las superficies de la prótesis (x), debido a que esta es la principal dirección en la cual se produce la fricción.

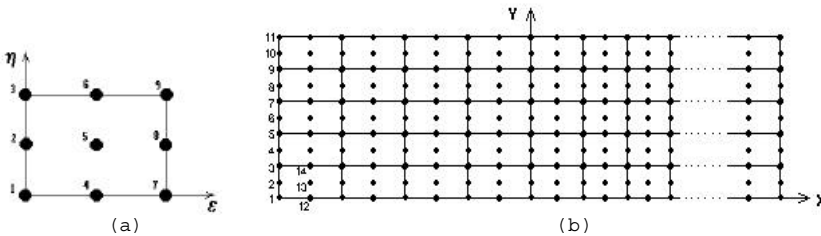


Figura (4):a) Numeración local de los nodos de un elemento
b) Ejemplo de disposición de elementos y numeración global.

Analizando los resultados para distintas distribuciones, se detectó que los mismos son muy sensibles al tamaño y, sobre todo, a la cantidad de elementos en la dirección del movimiento de la prótesis (dirección x). Para una cantidad de 56 elementos dispuestos en x y 20 en y , los resultados para un plano central del contacto (ver tabla II), muestran oscilaciones con magnitudes del orden de la altura del canal, llegando ésta a tomar valores negativos (figura 5a), lo cual resulta físicamente erróneo. Aumentando el número de elementos en x a 90 y disminuyendo el tamaño de los mismos en la desembocadura del canal, las oscilaciones se reducen hasta tomar amplitudes muy pequeñas comparadas con los valores mínimos de la curva (figura 5b). La diferencia entre los resultados de ambas distribuciones en la porción oscilante del canal se aprecia mejor en la figura 6. En virtud de que los recursos computacionales disponibles son limitados, no se pueden obtener resultados con mayor número de elementos, por lo cual se utilizó finalmente la distribución de 90×20 .

Denominación	Símbolo	Magnitud
Radio del cilindro equivalente	R	0,7 m
Velocidad tangencial de la superficie cilíndrica	V	0,0191 m/s
Viscosidad a la entrada del canal	μ	1,0 Pa s
Módulo elástico del polímero poroso	E	20×10^6 Pa
Coefficiente de Poisson del sustrato poroso	ν	0,4
Espesor del sustrato poroso	L	1×10^{-3} m
Carga sobre el contacto	W	735 N

Tabla II: Parámetros físicos y operativos de una prótesis

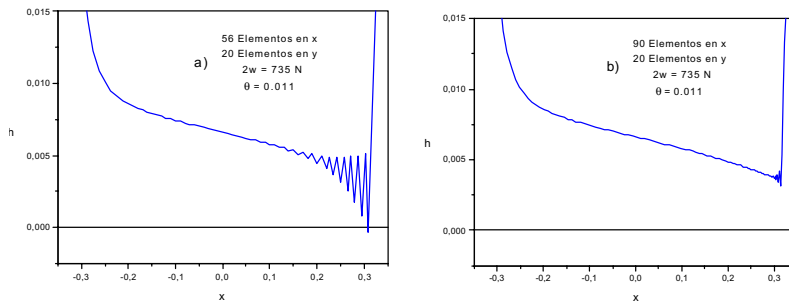


Figura 5: Canal de lubricación sobre un plano perpendicular al eje y y en el centro del contacto. para a) 56 y b) 90 elementos en dirección x .

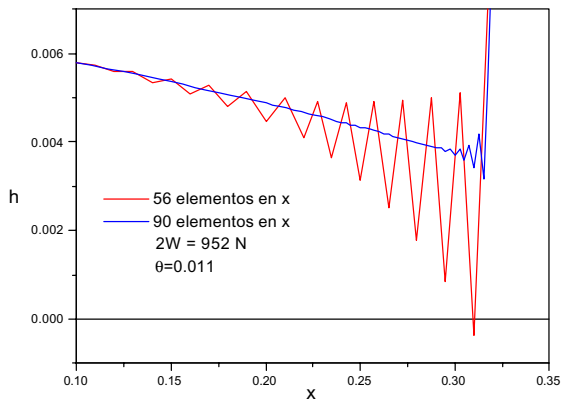


Figura 6: Ampliación de la zona de oscilaciones de las figuras 5a y 5b, para los valores de la tabla II.

La distribución y tamaño de los elementos en las distintas zonas del dominio fueron redefinidos al pasar de la discretización de 56×20 a la de 90×20 , en función de los resultados obtenidos para la primera de las discretizaciones (ver figura 7). Se cree que las oscilaciones se deben en general al orden de la ecuación de Reynolds y a las condiciones de contorno utilizadas, según pudo establecerse en el estudio del problema análogo en una dimensión⁸.

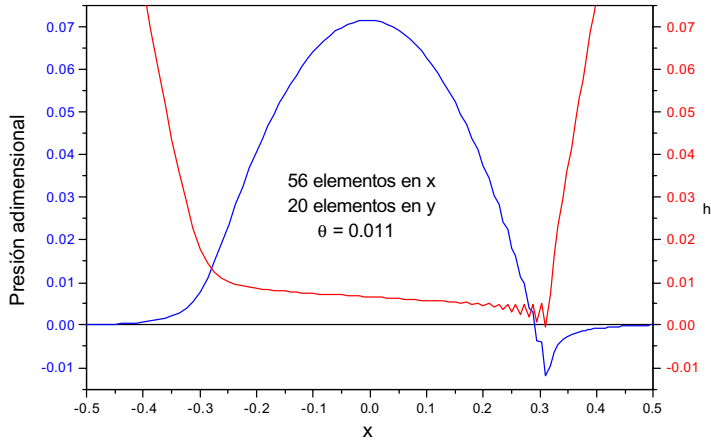


Figura 7: Oscilaciones producidas en la zona de presiones subambientales para una distribución de 56 elementos en x por 20 en y , para los valores de la tabla II.

A continuación se detalla la distribución y tamaño adimensional de los elementos en la dirección x e y para las gráficas de las figuras 5 , 6 y 7:

90 elementos en x		56 elementos en x	
Disposición de Elementos en x	Tamaño de cada elemento	Disposición de Elementos en x	Tamaño de cada elemento
1 a 4	0.0250	1 a 12	0.0250
5 a 34	0.0175	13 a 33	0.0200
35 a 40	0.0125	34 a 43	0.0150
41 a 45	0.0075	44 a 56	0.0100
46 a 75	0.0050		
76 a 90	0.0075		

Tabla III: Disposición de elementos en la dirección x del movimiento de las prótesis y sus correspondientes tamaños adimensionales, para la discretización mostrada en la figura 4b).

20 elementos en y correspondientes a la distribución de 90 elementos en x		20 elementos en y correspondientes a la distribución de 56 elementos en x	
Disposición de elementos en y	Tamaño de cada elemento	Disposición de elementos en y	Tamaño de cada elemento
1	0.005	1 a 20	0.025
2 a 4	0.010		
5 a 7	0.015		
8 a 18	0.030		
19	0.040		
20	0.050		

Tabla IV: Disposición de elementos en la dirección y, perpendicular al movimiento de la prótesis, y sus correspondientes tamaños adimensionales, para la discretización mostrada en la figura 4b).

Finalmente, las ecuaciones (12) a (14) se resuelven para los valores físicos y operativos de una prótesis de cadera que se listan en la Tabla II.

RESULTADOS Y DISCUSIONES

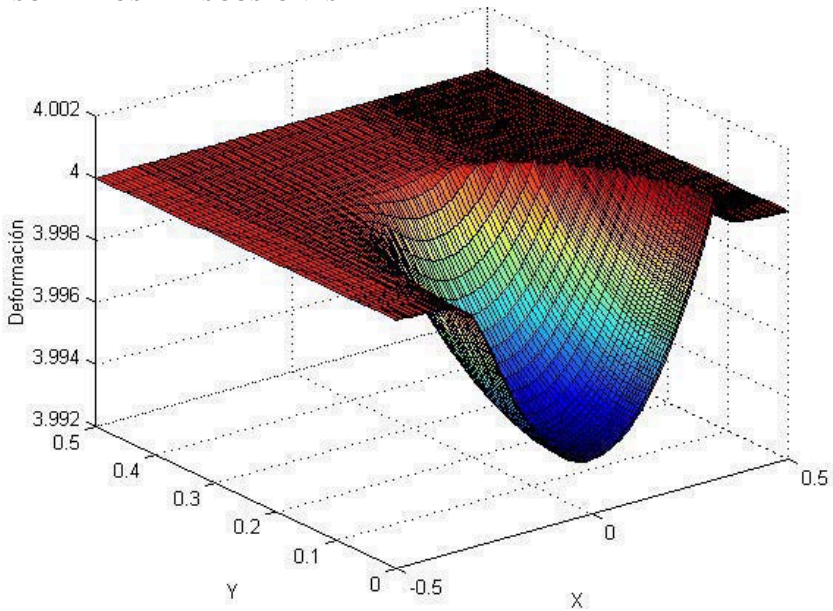


Figura 8: Deformación de la mitad del sustrato en un estado de movimiento pleno sujeto a la carga del individuo considerado, con $\theta=0.011$ y los valores de las variables de la tabla II.

La existencia de un sustrato de baja rigidez favorece la formación del canal de lubricación debido a su gran capacidad de deformación. Este fenómeno observado en la figura 8, permite el alojamiento del componente femoral sin que se produzca contacto directo entre las superficies, creando un canal de lubricación (figura 5b) gracias al arrastre del fluido sinovial hacia la zona de contacto por parte de la superficie en movimiento y al aporte del fluido desde el sustrato por su deformación. Este proceso, denominado lubricación poroelastohidrodinámica, es considerado una de las principales causas del buen funcionamiento de las articulaciones sinoviales naturales¹.

Un elemento con gran capacidad de deformarse puede adaptarse a las exigencias de la articulación, permitiendo una mayor distribución de la carga sobre el sustrato (figura 9) para no exceder el límite elástico del material.

El polietileno utilizado actualmente para la producción del componente acetabular es relativamente rígido ($E > 500$ Mpa) y tiene un límite elástico de 21 Mpa⁹. No obstante, como criterio de diseño se utiliza un límite de 5.0 Mpa en función de las fallas por fatiga que pueden producirse en este material¹⁰. En la figura 10 se observa la distribución de presión en la zona central del contacto donde se generan las máximas presiones sobre el sustrato poroso, evidenciando valores menores a 3.0 Mpa para los parámetros de la tabla II. Si bien el material modelado es genérico, estos resultados preliminares pueden alentar el estudio de sustratos con baja rigidez para el componente acetabular, ya sea este UHMWPE u otro material biocompatible como ciertos hidrogeles en estudio, en función de evitar fallas por fatiga.

Si bien la causa predominante de falla de las prótesis de cadera es el desgaste por abrasión entre las superficies y delaminación del UHMWPE, el factor común entre estos fenómenos es la falta de una correcta lubricación de los materiales en contacto, lo cual provoca coeficientes de fricción elevados (0,1 a 0,05)¹¹ en comparación con una articulación de cadera normal (0,01 a 0,001)¹². Como se mencionó en la introducción, una de las principales diferencias entre las articulaciones naturales y una prótesis actual, es que las primeras poseen un mecanismo de autolubricación por el cual los cartílagos son capaces de proveer desde sus poros el fluido necesario para sostener la película lubricante entre las superficies. La figura 11 muestra como la porosidad del hipotético sustrato ($\theta > 0.00$) promueve el funcionamiento de las prótesis reduciendo el coeficiente de fricción con respecto al sustrato no poroso ($\theta = 0.00$), lo cual provocaría una disminución del desgaste que se genera por fricción.

Por otro lado, en dicha gráfica se muestran los resultados obtenidos hasta un valor $\theta_{\text{máx}}$ más allá del cual el programa tiene problemas de convergencia. No obstante, se puede observar una tendencia del factor de fricción a aumentar luego del θ correspondiente a un mínimo de rozamiento. Actualmente, se está estudiando si valores mayores de θ originarían sobre el sustrato fricciones mas elevadas que las correspondiente al sustrato no poroso.

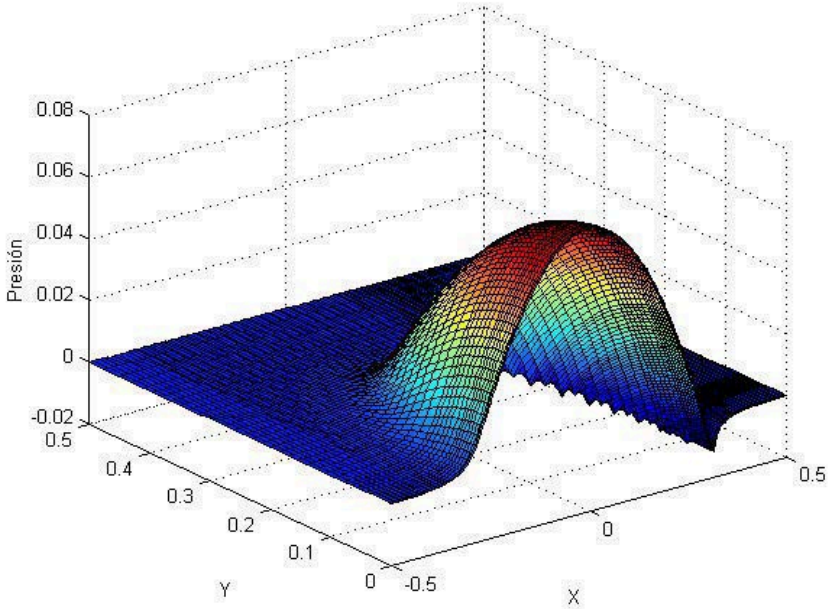


Figura 9: Distribución del campo de presión debido a la deformación del sustrato, con $\theta=0.011$ y los valores de las variables de la tabla II.

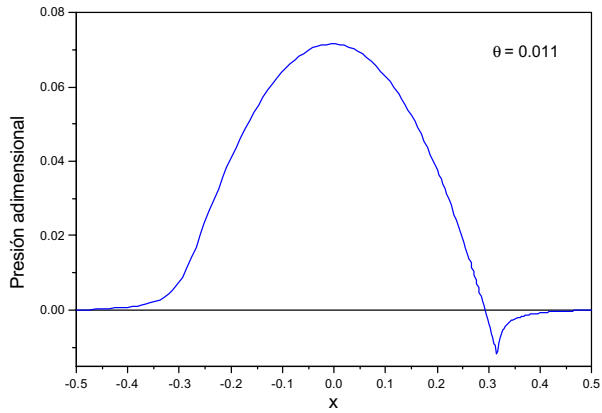


Figura 10: Distribución de presiones en el plano central de simetría de la figura 9.

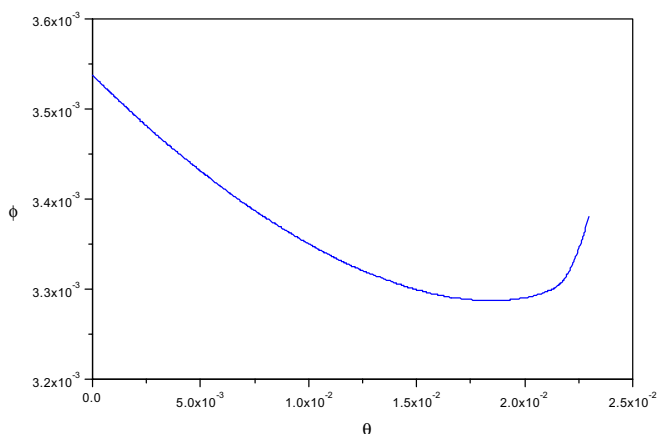


Figura 11: Coeficiente de fricción en función del factor de exudación, para los parámetros de la tabla II.

CONCLUSIONES

Se ha resuelto numéricamente un modelo de lubricación bidimensional de prótesis de cadera con fluido newtoniano. La información obtenida a través de los resultados, si bien depende de las hipótesis asumidas, es extremadamente difícil de obtener con métodos experimentales.

La aparición de presiones subambientales en la desembocadura del canal de lubricación conlleva problemas numéricos que pueden invalidar los resultados. No obstante, una adecuada distribución de los elementos en el dominio mejora resultados, disminuyendo las oscilaciones producidas a la salida del canal.

En un primer estudio, se han utilizado los parámetros materiales de un hipotético sustrato poroso de baja rigidez. Esta elección se basa en la mejora del funcionamiento mecánico obtenido al utilizar este material en estudios numéricos realizados sobre prótesis de rodilla. La mayor capacidad de deformarse en comparación al polietileno de las prótesis actuales, puede distribuir la carga en una superficie mas amplia, disminuyendo los máximos esfuerzos normales causantes de la fatiga del material. Al mismo tiempo, un sustrato menos rígido que el UHMWPE favorecería la lubricación elastohidrodinámica mediante la cual los cartílagos articulares de las articulaciones sinoviales preservan a la misma en óptimas condiciones de funcionamiento. Esta idea se encuentra actualmente en estudio. .

Los resultados graficados en la figura 11, muestran el beneficio de la propiedad porosa del sustrato al reducirse por esta causa el coeficiente de fricción, lo cual indica que las superficies de la prótesis se preservarían del desgaste, en buena medida por la acción del líquido sinovial existente en la zona de contacto. No obstante, nuevos estudios mostrarán si existen valores

perjudiciales de θ para el funcionamiento de la prótesis, en cuyo caso deberán seleccionarse rangos orientativos de este parámetro que permita alargar la vida de la prótesis.

Si bien estos resultados son preliminares, muestran una adecuada dirección en cuanto al estudio de la disminución del desgaste de las prótesis de cadera, fuertemente fundada en estudios previamente realizados sobre articulaciones humanas y prótesis de rodilla. Los futuros resultados permitirán realizar un análisis de los distintos parámetros del material polimérico de las prótesis, con lo cual se podrá elegir la combinación óptima los mismos para obtener un mínimo de fricción y, por consiguiente, de desgaste.

REFERENCIAS

- [1] Corvalán, C.M., Di Paolo, J. And Saita, F.A., "Elastohydrodynamic Lubrication of Porous Substrates. Application to Synovial Joint Analysis.", *Computers Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 2, pp 309-320, 1999.
- [2] J. Di Paolo, C.M. Corvalán and F. A. Saita. Proc. of IV World Congress on Computational Mechanics, 1998.
- [3] J. Di Paolo, C. M. Corvalán y F. A. Saita. *Rev. Mex. Ing. Biom.*, **XX**, núm. 1, marzo 1999.
- [4] J. Di Paolo, Marcelo E. Berli.(congreso SABI)
- [5] Z.M. Jim, D. Dowson and J. Fisher."Fluid film lubrication in natural hip joints".The films in tribology / D. Dowson et al. (Editors). Elsevier Science Publishers B.V. 1993
- [6] Dowson, D. and Higginson, G.R., *Helastohydrodynamic lubrication*, Pergamon Press, 1977
- [7] Kistler, S.F., The fluid mechanism of curtain coating and related viscous free, surface flows) Ph.D. Thesis. University if Minnesota, U.S.A., 1983.
- [8] Di Paolo, J., Corvalán, C.M. y Saita, F.A., "Solución numérica de la ecuación de Reynolds. Formulación diferencial vs. formulación integral", *Rev. Int. Mét. Num. Cál. Disg. Ing.*, 11, Núm. 3, 1995, 303-322.
- [9] K-Y Lee and D. Pienkowski, "Viscoelastic Recovery o Creep-Deformed Ultra-Hight Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE)." *Charaterization and properties of Ultra-Hight Molecular Weight Polyethylene, ASTM STP 1307*, R. A. Gsell, H. L. Stein, and J. J. Plosinka, Eds., American Society for Testing and Materials, 1998, pp. 30-36.
- [10] M. J. Pappas, G. Makris, and F. F. Buechel. "Evaluation of Contact Stress in Metal-Plastic Total Knee Replacement".*Biomaterials and clinical Applications. Advances in Biomaterials*, Elsevier, 7, 259-264, 1987.
- [11] Seppo S. Santavirta, Rello Lappalainen, Asko Anttils, and Panu Pekko, M.Sc. *The Counterface, Surface Smoothness, Tolerances and Coatings in Total Joint Prostheses . MEETING OF THE HIP SOCIETY*.Twenty Seventh Open Scientific Meeting. The Fifth Combined Open Meeting Hip Society and AAHKS. 1999.
- [12] S.F. Ermakov. *Biomechanics of Synovia in Living Joints. 1. Modern Concets of Living Joints Frictions, Wear and Lubrication*. J. Friction and Wear, Vol. 14, Nº 6, pp.97-109, 1993.