

## **PREDICCIONES NUMÉRICAS DE UNA PRÓTESIS TOTAL DE RODILLA CON ELEMENTO TIBIAL DEFORMABLE Y MICROPOROSO**

**José Di Paolo y Marcelo E. Berli**

Grupo Biomecánica Computacional  
Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de Entre Ríos  
CC 47, Suc 3, (3100) Paraná, Argentina.  
Teléfono: 0343-4975077/078/100/101, int. 126 / 113.  
FAX: 0343-4975077/078/100/101, int. 105  
Email: josedp@ceride.gov.ar

**Palabras claves:** Prótesis de rodilla, elementos finitos, sustrato poroso, ácido hialurónico.

**Resumen:** *La duración actual de las prótesis de rodilla, una vez implantadas, no supera en promedio los 10 años, con una eficiencia mecánica inferior a las articulaciones naturales. Una de las principales causas de falla de estos implantes es el desgaste del polietileno del componente tibial debido a la fatiga y delaminación por fricción..*

*Trabajos anteriores sobre modelos de prótesis de rodilla lubricada con fluido no newtoniano, mostraron que el componente tibial debería tener un módulo elástico del orden del cartílago articular. Gracias a la gran capacidad de deformarse, este material evitaría el contacto directo entre los componentes y lograría una mayor distribución de la carga reduciendo las tensiones normales que causan el desgaste por fatiga.*

*En este trabajo se utiliza un método numérico basado en elementos finitos para resolver un modelo unidimensional de lubricación de prótesis de rodilla. La prótesis (imaginada) consta de un componente femoral metálico y un componente tibial recubierto con una delgada capa de material microporoso y deformable, lubricada con líquido sinovial de características pseudoplásticas, el cual está básicamente compuesto por ácido hialurónico (AH) disuelto en plasma.*

*Los resultados muestran que un material poroso de baja rigidez sigue siendo más eficiente mecánicamente que el polietileno no poroso de las prótesis actuales, inclusive ante grandes disminuciones del contenido de AH en el líquido sinovial. Por otro lado, la inclusión de microporos en la estructura del polietileno actual y la inyección intra-articular de una adecuada cantidad de AH, mejorarían las condiciones de lubricación de la junta, generando un proceso de autolubricación y una disminución del coeficiente de fricción.*

## 1 INTRODUCCIÓN

Desde su advenimiento en los años 60, el reemplazo total de juntas sinoviales ha mejorado notablemente la calidad de vida de los pacientes cuya articulación se encuentra totalmente desgastada<sup>1</sup>. No obstante, este beneficio tiene una duración media de 10 años, debido a la pobre performance de los implantes con respecto a las articulaciones naturales.

Actualmente se reconoce que el aflojamiento aséptico es el mayor problema de la falla de las prótesis de rodilla<sup>1</sup>. Su principal causa radica en el desgaste del polietileno del componente tibial a través de dos mecanismos principales: fatiga debido a las altas cargas soportadas y delaminación debido a la fricción dinámica entre los componentes<sup>2</sup>

La investigación y el desarrollo en esta área se centran en obtener nuevos materiales y en mejorar las condiciones de funcionamiento de las prótesis para aumentar su eficiencia. Desde el punto de vista mecánico, una de las principales diferencias entre una prótesis actual y una articulación natural es que las primeras están compuestas por materiales cuyos módulos elásticos son uno o dos órdenes de magnitud mayores que en las segundas, además de no poseer una estructura porosa como los cartílagos articulares, cuya capacidad para absorber y liberar fluido, se ha demostrado que favorece la lubricación de las superficies en contacto.

Por otro lado, las propiedades del fluido sinovial (lubricante de la rodilla) varían notablemente en pacientes sometidos a reemplazos totales de rodilla, sobre todo aquellos que necesitan un recambio por falla. Mazzucco D y col<sup>3</sup> detectaron que las variaciones de la concentración de ácido hialurónico (AH) en pacientes sometidos a recambios, se correlacionan con las variaciones en las propiedades mecánicas del fluido, sobre todo ante altos esfuerzos de corte, alejándolo de las condiciones naturales. Este hecho perjudicaría la correcta lubricación del implante con la correspondiente aparición de altas tasas de desgaste<sup>3</sup>.

En otra experiencia, Kawano T y col<sup>4</sup> sometieron a conejos con osteoartritis a inyecciones periódicas intra-articulares de AH en distintas composiciones. Sus resultados mostraron que la administración de AH de alto peso molecular disminuye el coeficiente de fricción de las articulaciones patológicas hasta los valores normales de una articulación sana.

Análisis computacionales basados en modelos de rodilla natural sana, han demostrado que la porosidad del cartílago es fundamental en la obtención de bajos coeficientes de fricción debido a que induce un proceso de exudación-absorción que permite a la rodilla autolubrificarse<sup>5</sup>. Al mismo tiempo, Di Paolo y col<sup>6</sup>, a través de un análisis numérico sobre un modelo de articulación con sustrato poroso y líquido sinovial newtoniano, mostraron que las variaciones de concentración de AH entre las superficies porosas reduce el coeficiente de fricción y mejora el proceso de autolubricación de una articulación natural.

En trabajos previos a éste<sup>7</sup> sobre un modelo de prótesis de rodilla lubricada con líquido sinovial no newtoniano, se muestra que un sustrato poroso de baja rigidez adherido al componente tibial mejoraría el rendimiento mecánico del implante por imitar las principales características de un cartílago articular. En este trabajo se completa el modelo, incluyendo la variación de viscosidad del fluido sinovial por la filtración de las moléculas de ácido hialurónico, que produciría la existencia de microporos en el sustrato de baja rigidez.

## 2 MODELO

El modelo propuesto corresponde a una prótesis supuesta, es decir aún no construida, que presenta variaciones respecto a las actuales en la constitución del elemento tibial, es decir: constituida por un elemento femoral metálico y un elemento tibial recubierto con un material microporoso y de baja rigidez. Se asume además un movimiento estacionario en la fase de apoyo de la marcha, siendo este estado el mas largo y exigente para la articulación. Esta hipótesis ha sido utilizada en estudios previos<sup>5, 6, 7</sup>, y es válida para el período de tiempo en el cual ocurre un nuevo paso y donde la rodilla correspondiente al pie que permanece apoyado, recibe una carga que puede triplicar el peso de la persona<sup>7</sup>.

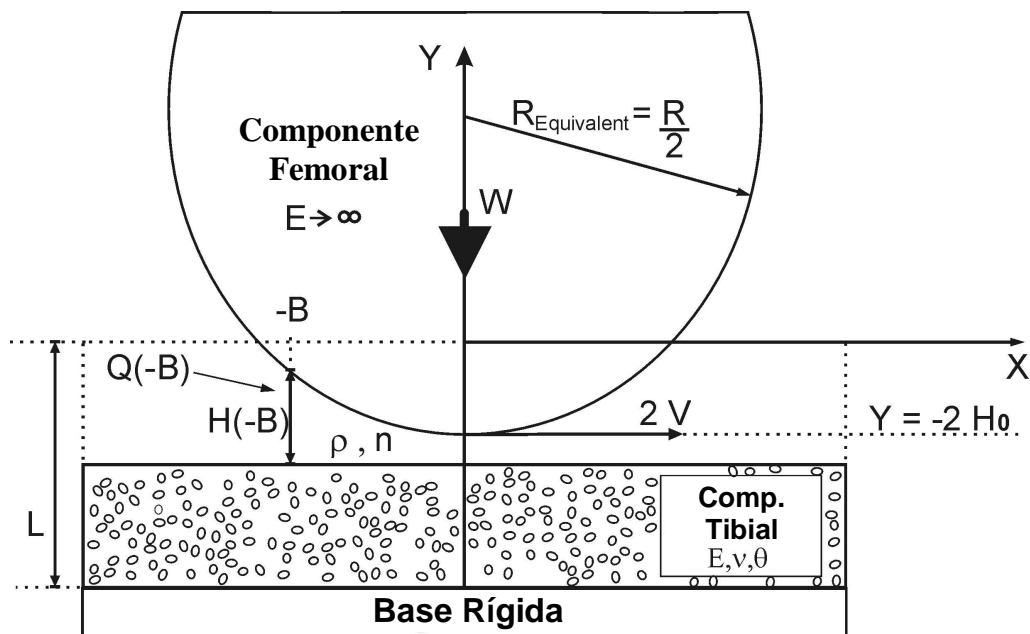


Figura 1: Geometría equivalente de una prótesis de rodilla con sustrato poroso deformable

La figura 1 indica (fuera de escala para claridad) la geometría equivalente<sup>8</sup> del contacto cargado, donde la forma original puede ser 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. Debido a que la curvatura de los elementos protésicos en la dirección axial de la junta es pequeña, se supone un cilindro de longitud infinita en dicha dirección.

Las ecuaciones que deben ser resueltas surgen de los principios de conservación aplicados al esquema de la figura 1. Para conocer la distribución de presión en el fluido y la deformación del elemento tibial, basta plantear la conservación de masa y de cantidad de movimiento a la fase líquida y la ecuación de elasticidad en el sustrato microporoso<sup>5</sup>. Para ello, se asumen las siguientes hipótesis simplificatorias:

1. Aproximación de lubricación
2. Fluido no newtoniano (pseudoplástico) modelado como ley potencia <sup>9</sup>.
3. Viscosidad variable por variaciones en la concentración de AH debido al proceso de filtración del material poroso.
4. Flujo laminar, unidireccional e incompresible. Estado estacionario.
5. Elemento femoral indeformable.
6. Elemento tibial recubierto con una delgada capa de material de baja rigidez y microporosa, en estado de deformación plana con capacidad de exudar y absorber fluido por compresión o expansión. Características elásticas constantes.
7. Zona de carga mucho mayor que el espesor del sustrato microporoso deformable.
8. Flujos internos al material despreciables.
9. Rugosidad superficial despreciable.
10. Temperatura constante.

Las ecuaciones de conservación de masa y cantidad de movimiento llevan a una ecuación característica de flujos viscosos a través de canales estrechos, conocida como la ecuación de Reynolds. Esta ecuación gobierna la generación de presión en el fluido en función de la viscosidad y la altura del canal de flujo. Debido a las hipótesis 1), 2), 3), y 4), se presenta una versión modificada de la ecuación de Reynolds, válida para fluido no-newtoniano de ley de potencia y variaciones de viscosidad por filtración, obtenida a través de un procedimiento de perturbación propuesto por Wang <sup>10</sup>. Se adoptó una formulación integral de la ecuación de Reynolds, cuya solución numérica por medio de elementos finitos lleva a resultados libres de oscilaciones. Para el presente trabajo, la versión adimensionalizada de dicha ecuación es la siguiente.

$$p(x) = 12 n 10^{-5} \int_{-b}^x \mu_1(x) \left[ \frac{h(-b)}{h(x)} \right]^{n-1} \frac{h - 2q_e}{h^3} dx \quad (1)$$

donde  $p$  es la presión,  $h$  y  $q_e$  son la separación de las superficies articulares y el caudal en cada sección del canal respectivamente, y  $n$  el exponente adimensional de la ley de potencia para el fluido sinovial, cuyo valor in vivo es desconocido. No obstante,  $n$  puede oscilar entre los valores 1.0 y 0.0 y puede ser utilizado como parámetro. En este trabajo se utilizará el mismo valor empleado en trabajos anteriores de  $n = 0.6$  <sup>7</sup>. Finalmente,  $\mu_1(x)$  es la viscosidad variable del fluido sinovial relativo a las variaciones de concentración del AH. Debido a que se considera el tamaño molecular del AH mayor a los poros del material deformable, el AH no puede abandonar el canal de lubricación a través de las superficies de la junta y su concentración crecerá o decrecerá dependiendo del proceso que en cada posición del canal, el material este realizando (absorción o expulsión del solvente). Dichos cambios modificarán la viscosidad del liquido sinovial en cada punto del dominio.

Negami <sup>11</sup> mostró que existe una relación lineal entre la viscosidad del liquido synovial y la concentración de AH. Un balance macroscópico de masa tomado entre la sección de ingreso al canal de flujo y una sección genérica situada en una posición  $x$ , permite describir las variaciones de viscosidad por filtración en función de la relación de caudales entre ambas secciones<sup>6</sup> (ver ecuación 8):

$$\mu_1(x) = 1 + NVIS \left( \frac{q_e(0)}{q_e(x)} - 1 \right)$$

donde  $NVIS = \frac{KC_0}{\mu_0}$ , siendo  $K$  una constante extraída de la bibliografía <sup>5</sup> y  $C_0$  y  $\mu_0$  son la concentración de AH y la viscosidad del liquido synovial respectivamente a la entrada del canal de lubricación. Las variables dimensionales han sido escaladas con las magnitudes características listadas en la tabla I.

	Magnitud característica
Presión y esfuerzo de corte característicos.	$\frac{\mu_0 V}{L} \left( \frac{R}{L} \right)^{1/2} 10^5$
Longitud característica en la dirección x.	$(R L)^{1/2}$
Longitud característica en la dirección y.	$L$
Caudal característico	$2 V L$
Viscosidad característica	$\mu_0$
Carga Característica	$\frac{\mu_0 V R}{L} 10^5$

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

Los valores de las magnitudes características fueron tomados de mediciones realizadas para los parámetros físicos y operativos de una rodilla normal y se listan en la tabla II<sup>10</sup>.

Por otra parte, las condiciones de contorno impuestas en la ecuación de Reynolds son las siguientes: la presión debe tomar el valor ambiental de referencia (cero) a la entrada del canal de flujo, mientras que a la salida del canal, donde el fenómeno de lubricación termina, la presión y su gradiente deben ser cero <sup>8</sup>. Mediante este mecanismo, el sistema evita la aparición de presiones subambientales que pueden provocar la cavitación del fluido. La localización del punto de salida es desconocida, siendo ésta una frontera libre del problema. En resumen, las condiciones de contorno son:

$$x = -b, p = 0 \tag{2}$$

$$x = \bar{x}, p = dp / dx = 0$$

donde  $\bar{x}$  es la posición de la frontera libre.

	Símbolo	Valor
Radio del cilindro equivalente.	$R/2$	0,350 m
Velocidad tangencial promedio de las superficies en contacto.	$V$	$1,91 \times 10^{-2}$ m/s
Viscosidad a la entrada del canal.	$\mu(-B) = \mu_o$	1,00 Pa s
Módulo elástico del material deformable.	$E$	$2,0 \times 10^7$ Pa $5,0 \times 10^8$ Pa
Exponente de viscosidad del lubricante.	$n$	0,60
Factor de exudación del material.	$\theta$	$4,0 \times 10^{-3}$
Coefficiente de Poisson del material deformable.	$\nu$	0,40
Espesor del material poroso.	$L$	$1,00 \times 10^{-3}$ m
Posición a la entrada del canal de lubricación.	$-B$	$-3,97 \times 10^{-2}$ m
Carga sobre el contacto.	$W$	$7,36 \times 10^4$ N/m

Tabla II: Parámetros físicos y operativos de una rodilla.

La ecuación 1 sus condiciones de contorno (eqs. 2) conducen a las siguientes ecuaciones

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

$$h|_{\bar{x}} = 2q_e|_{\bar{x}} \quad (4)$$

Por otro lado, el espesor de la película lubricante es generado por la geometría indeformada de los elementos en contacto más la deformación del material de baja rigidez. Esto conduce a la aparición de un canal estrecho por donde debe circular el fluido sinovial. En estado indeformado, el contacto equivalente está descrito por la parábola más cercana al cilindro en el punto central del contacto. La deformación del material, debido a las hipótesis 5), 6) y 7), solo depende de la carga actuante en cada punto (presión local) y es proporcional a esta de la siguiente manera <sup>5,6</sup>, en lo que se conoce como modelo de columna:

$$d(x) = N_e p(x) \quad (5)$$

donde  $N_e = [\mu_o V / L E''] (R / L)^{1/2} \times 10^5$  y  $E'' = (1 - \nu) E / [(1 - 2\nu)(1 + \nu)]$ .

$E$  y  $\nu$  son el módulo elástico y el coeficiente de Poisson del sustrato deformable respectivamente. Las variaciones del módulo elástico  $E$  debido a la incompresibilidad del fluido atrapado en los poros no conectados, no fueron tenidas en cuenta. Sólo se utilizarán dos

valores de  $E$ , uno perteneciente al cartílago articular ( $20\text{Mpa}$ ) y otro correspondiente al polietileno de las prótesis actuales ( $500\text{Mpa}$ ).

La ecuación adimensional del canal de lubricación, de acuerdo a lo expuesto, resulta:

$$h(x) = -2h_0 + x^2 + d(x) \quad (6)$$

En virtud de que el sustrato deformable es capaz de exudar y absorber fluido, el caudal varia en cada sección del canal en función de la deformación del material. Para establecer esta dependencia, se planteó un balance de masa entre dos secciones muy cercanas dentro del canal. El caudal adimensional en cada posición del canal es:

$$q_e(x) = q_e(-b) + \theta d(x) \quad (8)$$

donde  $\theta$  es denominado factor de exudación, y mide el volumen de fluido exudado-absorbido por unidad de volumen deformado del material. Su relación con la porosidad es directa pero desconocida y puede ser experimentalmente medida a través de convenientes ensayos de compresión.  $\theta$  se considera constante en todo el material y se utiliza como un parámetro sobre el cual pueden realizarse procesos de continuación; no obstante, en este trabajo sólo se presentarán resultados para un valor de  $4,0 \times 10^{-3}$ , para el cual el recubrimiento deformable del componente tibial trabajaría en una zona de coeficientes de fricción menores a los de las prótesis actuales <sup>7</sup>.

La distribución de presión en el fluido soporta la carga evitando el contacto directo entre los sólidos, es decir que la carga debe ser igual a la integral de la presión en todo el dominio:

$$w = \int_{-b}^{\bar{x}} p(x) dx \quad (9)$$

donde  $w$  es la carga adimensional y se toma como un dato.

La fuerza de fricción sobre cada superficie lubricada se obtiene integrando en todo el dominio los esfuerzos de corte actuantes en cada punto de las superficies:

$$f_{0,h} = \int_{-b}^{\bar{x}} \tau_{0,h}(x) dx \quad (10)$$

donde  $0$  representa la superficie en  $y=0$  y  $h$ , la superficie en  $y=h$

Finalmente, el coeficiente de fricción hidrodinámico en cada superficie, se define como el cociente entre la fuerza de fricción y la carga aplicada:

$$\phi_{0,h} = \frac{f_{0,h}}{w} \quad (11)$$

### 3 TÉCNICA DE SOLUCIÓN

El fuerte acoplamiento que existe entre la presión del fluido y la deformación, y el desconocimiento del dominio donde las ecuaciones deben ser resueltas, son las principales dificultades para resolver analíticamente las ecuaciones, lo cual hace necesario el uso de métodos numéricos.

En este trabajo, se utilizó una técnica computacional basada en:

1. Discretización de las ecuaciones por el método de Elementos Finitos a través de la formulación de Galerkin, con funciones de prueba lineales.
2. Solución simultánea de las ecuaciones por el método de Newton, involucrando la determinación del dominio del problema (localización de la frontera libre) en cada iteración.
3. Discretización adaptable en función de cada nueva posición de la frontera libre y de la distribución nodal inicial.
4. Proceso de continuación paramétrica con control del paso del parámetro.

El manejo de la frontera libre y de la discretización nodal es una aplicación unidimensional del método de los spines creado para la localización de superficies libres. En este caso, los nodos que varían su posición en cada iteración son aquellos localizados entre el centro del dominio y la frontera libre, mientras que los restantes permanecen fijos.

El código computacional fue realizado en lenguaje FORTRAN y puede ser eficientemente ejecutado en computadoras personales. Las variables a determinar son: la presión en cada nodo, el entrecruzamiento entre los sólidos en estado indeformado ( $2h_0$ ), el caudal en la entrada del canal y la posición de la frontera libre. Ello significa que para  $NN$  nodos seleccionados en el dominio de solución, habrá  $NN+3$  incógnitas. El resto de las variables, como son las alturas del canal, las deformaciones del sustrato y los caudales a lo largo del canal, fueron tomados como funciones implícitas de las incógnitas mencionadas. El exponente de la ley de potencia, el factor de exudación, la carga y el parámetro  $NVIS$  que contiene la concentración de  $AH$  a la entrada del canal, fueron utilizados como parámetros que pueden ser variados en el proceso de continuación paramétrica. En cuanto a este último, se consideran la viscosidad  $\mu_0$  y la constante  $K$  constantes en todos los resultados, de modo tal que para este trabajo, variaciones del  $NVIS$  implicarán sólo variaciones de la concentración  $C_0$  de  $AH$ . Las ecuaciones 1, 2 y 3 son utilizadas para generar los  $NN+3$  residuos con los cuales las incógnitas mencionadas son determinadas.

### 4 DISCUSIÓN.

Con anterioridad a este trabajo <sup>7</sup> se ha mostrado que un material de baja rigidez disminuye la posibilidad de desgaste abrasivo ya que permite la existencia de canales de lubricación ( $H > 0,8 \mu m$ ) que superan la suma de las rugosidades de los componentes de la prótesis ( $0,4 \mu m$ ), frente a los generados por materiales más rígidos ( $H < 0,4 \mu m$ ). Al mismo tiempo, los valores máximos de presión desarrollados en el fluido para el primer material ( $P_{m\acute{a}x} < 5Mpa$ ) no



superan el límite de diseño de  $10 \text{ Mpa}^2$  propuesto para el polietileno, lo cual si sucede con el material utilizado actualmente ( $P_{\text{máx}} > 16 \text{ Mpa}$ ).

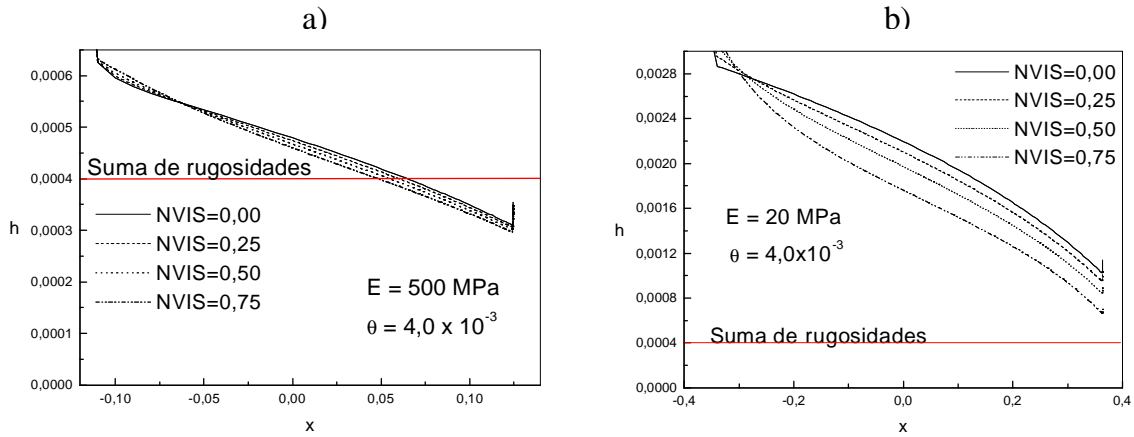


Figura 2: Altura del canal de lubricación para distintas concentraciones  $C_0$  del AH. A mayor concentración corresponde mayor valor del parámetro NVIS. Las gráficas corresponden a: a) un material microporoso con módulo elástico del orden del polietileno ( $E = 500 \text{ Mpa}$ ), b) un material microporoso de rigidez similar al cartílago articular ( $E = 20 \text{ Mpa}$ ).

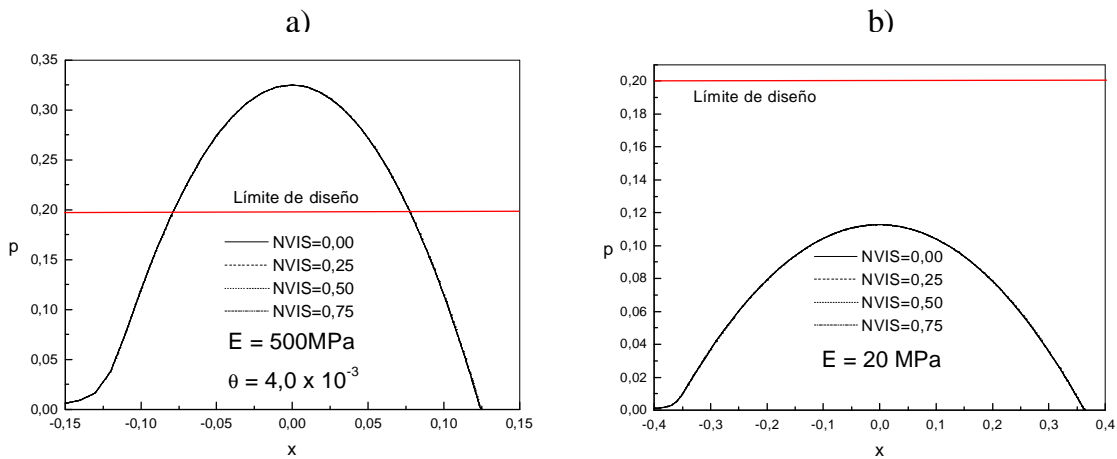


Figura 3: Distribución de presión ante distintas concentraciones  $C_0$  de AH para un material microporoso de a)  $E=500\text{Mpa}$  y b)  $E=20\text{Mpa}$ .

Cuando se analizan distintas concentraciones iniciales ( $C_0$ ) de AH en el líquido sinovial, a través de la variación del parámetro NVIS, una prótesis construida con material microporoso de baja rigidez mantendría sus variables mecánicas en valores alejados de aquellos que desencadenan los fenómenos de desgaste, lo cual se manifiesta en las figuras 2 a) y b) y 3 a) y b).

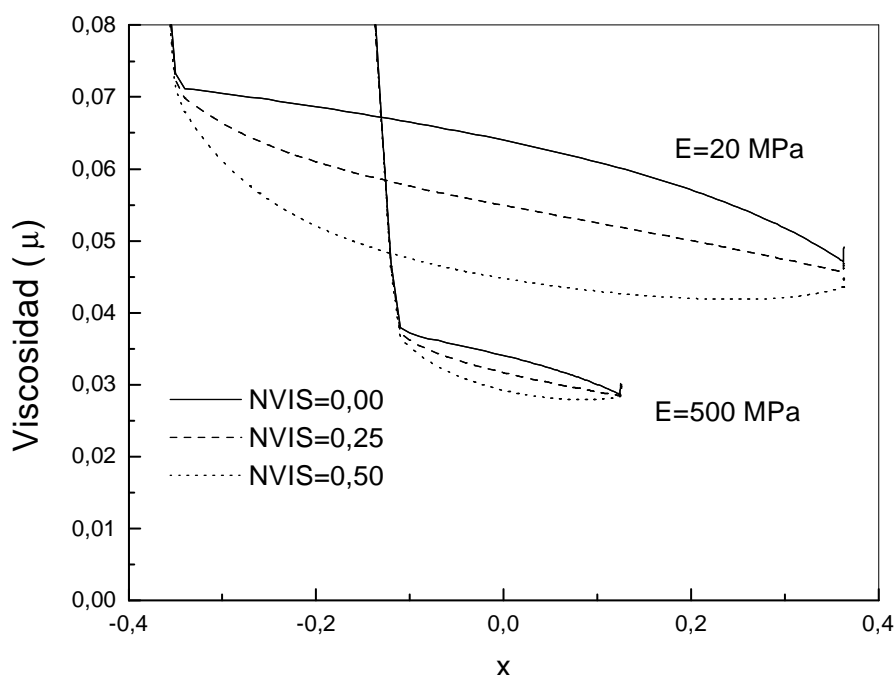


Figura 4: Variación de la viscosidad del fluido no newtoniano a lo largo del canal de lubricación para los dos materiales considerados en este trabajo y para distintas concentraciones del AH.

La figura 4 muestra que, debido a la pseudoplasticidad del líquido sinovial, la viscosidad del fluido disminuye a medida que el canal de lubricación se reduce (curva para  $NVIS = 0,0$ ), compensando los altos gradientes de velocidad que se producen en la zona de máximo estrechamiento. De esta manera, los esfuerzos de corte son menores a los que se desarrollarían en un fluido newtoniano, con la consecuente disminución del coeficiente de fricción<sup>7</sup>. Este es uno de los fenómenos que explican, desde el punto de vista mecánico, el eficiente funcionamiento de las rodillas naturales.

Debido a la capacidad del material poroso de exudar o absorber fluido, la concentración del AH será siempre menor dentro del canal de lubricación que la  $C_0$  del líquido circundante a la junta. Cerca de la entrada del canal, la concentración debe disminuir debido a que el AH es diluido por el líquido exudado desde los poros por compresión. Desde el centro del contacto, el material comienza a expandirse y a absorber el fluido exudado para satisfacer el balance de masa entre la entrada y la salida en el canal (en  $\bar{x}$ ), por lo que la concentración debe aumentar en esta zona hasta alcanzar el valor  $C_0$ . Como se aprecia en la figura 4 la consecuencia de este efecto es una reducción adicional de la viscosidad respecto a la que se produciría por la pseudoplasticidad del fluido sinovial si no existiese el fenómeno de ultrafiltración del AH. Ello deberá repercutir en una reducción aun mayor del coeficiente de fricción.

La figura 5 muestra que para un material poroso de baja rigidez, el coeficiente de fricción disminuye un 40 % entre el extremo de concentración  $C_0$  nula de AH ( $NVIS=0,0$ ) y el de la máxima concentración considerada en este trabajo ( $NVIS = 0,75$ ).

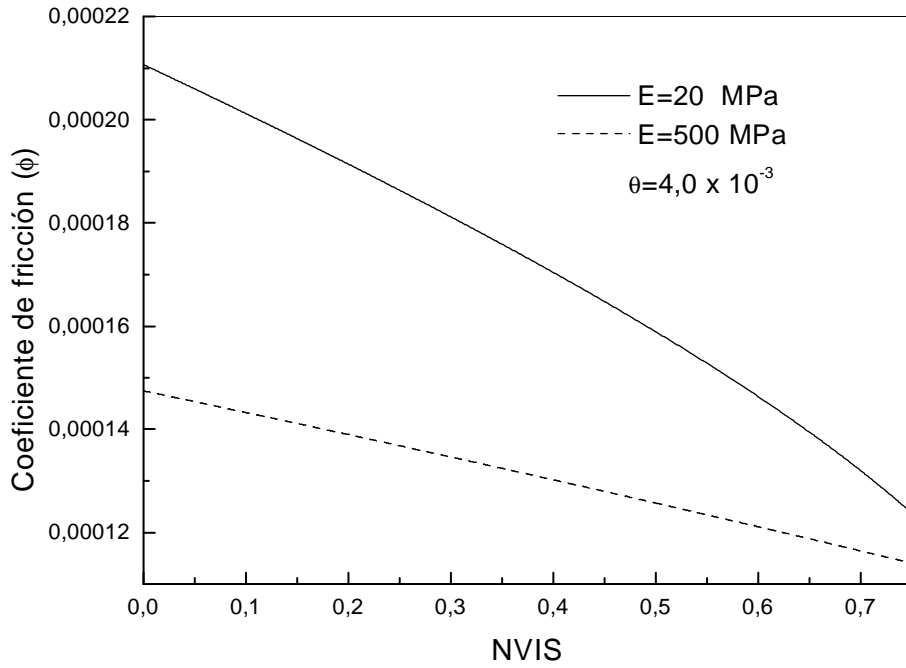


Figura 5: Variación del coeficiente de fricción en función de la concentración  $C_0$  del AH para los dos materiales microporosos considerados.

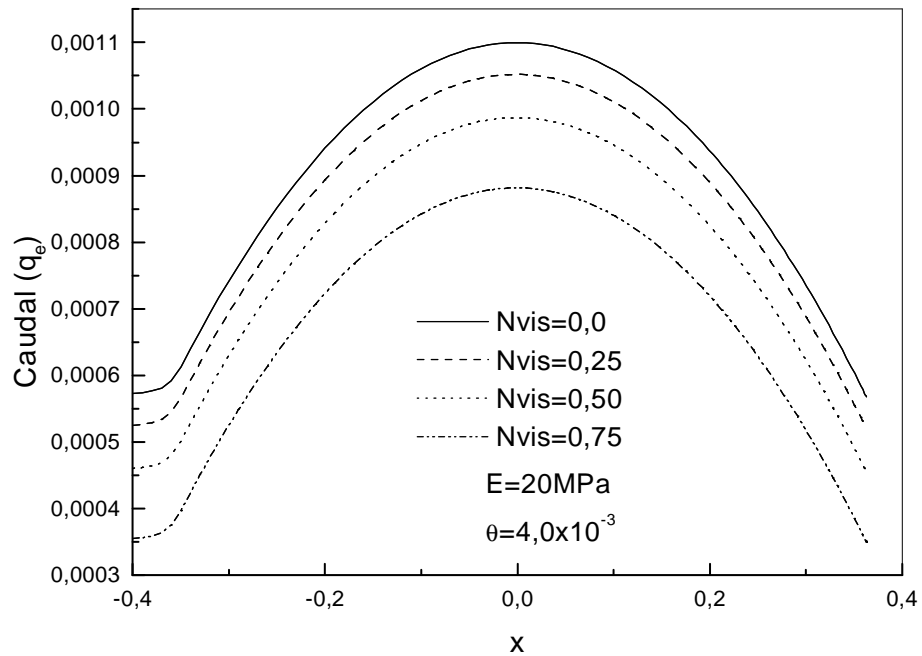


Figura 6: Caudal circulante a lo largo del canal de lubricación para un material de baja rigidez. Debido a la porosidad del material el caudal es variable en cada posición y, además, el caudal entrante disminuye a medida que aumenta la concentración  $C_0$  del AH.

Al mismo tiempo, una mayor concentración  $C_0$  de AH favorece el proceso de autolubricación, ya que el caudal entrante a la zona de contacto disminuye un 38 % (figura 6) entre los casos correspondientes a  $NVIS = 0,0$  y  $NVIS = 0,75$ .

Desde el punto de vista cualitativo, estos resultados concuerdan con los resultados experimentales obtenidos por otros autores <sup>3, 4</sup>, y refuerzan la hipótesis de que inyecciones intra-articulares de AH mejorarían notablemente la lubricación de la rodilla. Similarmente, una prótesis construida con un material microporoso de baja rigidez como ciertos hidrogeles en estudio, tendría un funcionamiento mecánico aun más eficiente si se mantienen concentraciones de AH adecuadas.

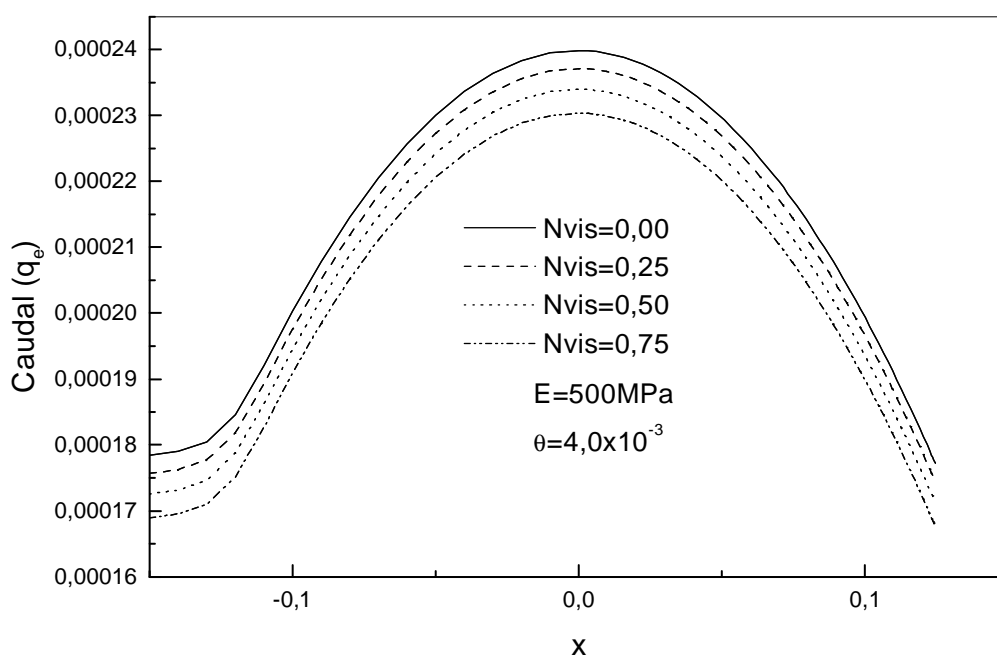


Figura 7: Caudal circulante a lo largo del canal de lubricación para un material poroso con módulo elástico del orden del polietileno de las prótesis actuales.

Por otro lado, para un material poroso de alta rigidez, el coeficiente de fricción disminuye un 35% entre los extremos del rango de variación del parámetro  $NVIS$  (figura 7), mientras que el caudal entrante al canal se reduce aproximadamente un 10%. De esta manera, la sola inclusión de una estructura microporosa en los polímeros utilizados actualmente, promovería una lubricación mas eficiente de la prótesis. Ello resultaría favorecido con la inyección intra-articular de cantidades apropiadas de AH.

## 5 CONCLUSIONES

Se ha resuelto un modelo de lubricación de prótesis de rodilla cuyo componente tibial contiene una delgada capa de material poroso de baja rigidez, asumiendo fluido no newtoniano y variaciones de viscosidad por ultrafiltración de ácido hialurónico.

El modelo es unidimensional y posee una frontera libre; las ecuaciones gobernantes están altamente acopladas a través de la presión generada en el lubricante y la deformación sufrida por el componente tibial. La ley de viscosidad utilizada para describir la pseudoplastidad del fluido intensifica esta característica. Las ecuaciones fueron resueltas para una carga igual a 3 veces el peso de un individuo de 75 Kg de masa, en la fase de apoyo de la marcha, utilizando una robusta técnica computacional basada en el método de elementos finitos, discretización adaptable, el método de Newton y proceso de continuación paramétrica.

Los resultados obtenidos indican que, ante diferentes concentraciones de AH en el fluido sinovial, un material microporoso de baja rigidez mantiene e incrementa las ventajas expuestas en trabajos anteriores<sup>5, 6, 7</sup> frente al polietileno actualmente utilizado, en cuanto a que proporcionan canales de lubricación que evitan el contacto directo entre los materiales y distribuyen la carga en un área mayor atenuando los picos de presión que fatigan del material.

Por otro lado, el estudio realizado en este trabajo sobre un material de elevada rigidez para el componente tibial, muestra que puede mejorarse la eficiencia mecánica de las prótesis de rodilla actuales con un mínimo de modificaciones materiales y clínicas: la inclusión de microporos en la estructura del polietileno y la inyección intra-articular de AH. Ambas soluciones permitirían reducir el coeficiente de fricción de la junta y generar un proceso de autolubricación debido a la capacidad de exudar y absorber fluido que posee el material poroso, mejorando la lubricación de la junta.

## REFERENCIAS

1. D.F.Williams (2003), "The Classification of Total Joint Replacements in The European Union". An Independent Report on the European Commission Proposed Directive for Reclassification of Certain Total Joint Replacement Prostheses.
2. M.J. Pappas, G. Makris, and F.F. Buechel (1987), "Evaluation of Contact Stress in Metal-Plastic Total Knee Replacement, in Biomaterials and clinical Applications, Advances in Biomaterials (ed. A. Pizzoferrato, P.G. Marchetti, A. Ravaglioli, A.J.C. Lee), Elsevier, 7, 259-264.
3. Mazzucco D, Scott R, Spector M. (2004). "Composition of joint fluid in patients undergoing total knee replacement and revision arthroplasty: correlation with flow properties". Biomaterials. In process.25(18):4433-45.
4. Kawano T, Miura H, Mawatari T, Moro-Oka T, Nakanishi Y, Higaki H, Iwamoto Y. (2003) "Mechanical effects of the intraarticular administration of high molecular weight hyaluronic acid plus phospholipid on synovial joint lubrication and prevention of articular cartilage degeneration in experimental osteoarthritis". Arthritis Rheum. 48(7):1923-9.

5. C.M. Corvalán, J. Di Paolo and F.A. Saita (1999), Elastohydrodynamic of porous substrates, Application to synovial joint analysis, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, N°2, 309-320.
6. J. Di Paolo, C.M. Corvalán and F.A. Saita (1998), The low friction coefficient of articular joints: a self-lubricated action induced by the cartilage exudation-imbibition process, *Proceedings of the IV World Congress on Computational Mechanics*, (ed. E. Oñate, S. Idelshon, E. Dvorkin).
7. J. Di Paolo y M. Berli. (2003). Estudio numérico de un modelo de prótesis de rodilla para reducir el desgaste del componente tibial. IV Congreso Argentino de Bioingeniería y III Jornadas de Ingeniería Clínica.
8. D. Dowson and G.R. Higginson (1977), *Elasto-hydrodynamic Lubrication* (Pergamon Press).
9. M. Halavacek (1993), The role of synovial fluid filtration by cartilage in lubrication of synovial joints- I Mixture model of synovial fluid, *J Biomechanics*, 26, N° 10, 1145-1150.
10. S.H. Wang and H.H. Zhang (1987), Combined effects of thermal and non-Newtonian character of lubricant on pressure, film profile, temperature rise, and shear stress in E.H.L., *Journal of Tribology*, N° 109, 666-670.
11. S. Negami (1960)., "Dynamic Mechanical properties of synovial fluid", M. Sc. Thesis, Lehigh Univ., Penn, USA.