

CONCLUSIONES

Una vez desarrollado el modelo de fallo de la interfaz hueso-cemento y habiéndose obtenido los resultados correspondientes a dos tipos de interfaz para diferentes condiciones de carga, se puede extraer una serie de conclusiones, que se comentarán a continuación, así como las posibles mejoras que se pueden realizar al modelo.

7.1. Conclusiones

Una primera conclusión que se puede obtener después de haber obtenido las gráficas del capítulo 6 es la comparación entre ambas interfaces. En la figura 7.1 aparecen representadas las curvas de daño homogeneizado de los dos tipos de interfaz para los casos de deformación normal y tangencial de 0.00075. En el caso de deformación tangencial, se observa claramente que el comportamiento de la interfaz tipo 1 es mejor que el de la interfaz tipo 2, ya que en todo momento el daño que presenta es menor. Sin embargo, en el caso de deformación normal, para pocos números de ciclos el comportamiento de la interfaz tipo 1 es mejor, pero a partir de 500.000 ciclos, el daño en esta crece por encima del daño de la interfaz tipo 2. Como se comentó en la sección 6.3.3, el daño en la interfaz de tipo 2 crece muy rápido hasta alcanzar el valor de 0.35 en 250.000 ciclos aproximadamente, y a partir de ese instante el daño comienza a crecer muy lentamente, pero el cemento ya se encuentra considerablemente dañado y no cumple bien su función, resultando en una unión de la prótesis al hueso de mala calidad. Por otra parte, el daño en la interfaz tipo 1 crece más suavemente durante los primeros 500.000 ciclos, presentando un comportamiento del cemento más favorable que el que se obtiene con la interfaz tipo 2. Con

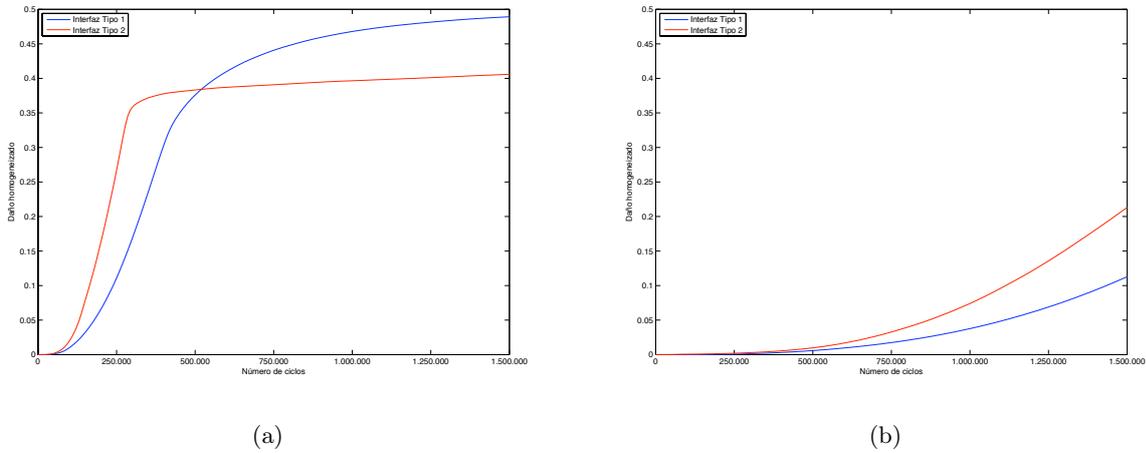


Figura 7.1: Comparación del daño en los dos tipo de interfaces para una deformación normal de 0.00075 (a) y para una deformación tangencial de 0.00075 (b).

esto se podría concluir que el modelo de interfaz tipo 1 es mejor que el tipo 2 en términos de comportamiento macromecánico de la interfaz, ya que para una misma deformación aplicada, el cemento tarda más tiempo en dañarse y, por lo tanto, la calidad de la fijación de la prótesis será mejor durante más tiempo.

El hecho de que el modelo de interfaz tipo 1 tenga un comportamiento más favorable que el modelo tipo 2 puede deberse a diferentes factores, como podría ser el hecho de que las zonas de contacto entre ambos materiales son más suaves en la interfaz tipo 1, obteniéndose menores tensiones principales máximas en esa zona. Otro factor podría ser la penetración del cemento en el hueso, que se mide mediante el grado de interdigitación. El grado de interdigitación depende de dos parámetros fundamentales: la distancia que penetra el cemento en el hueso, medida desde la superficie perióstica (la capa más externa del hueso), t_{int} y la densidad del hueso adyacente al cemento que penetra, ρ_{int} . La cantidad de hueso interdigitado, q_{int} , se calcula como el producto de t_{int} por ρ_{int} [17, 18]:

$$q_{int} = t_{int} \cdot \rho_{int} \quad (7.1)$$

En el estudio de Mann *et ál.* [18], concluyen que la resistencia a tracción y a cizalladura de la interfaz aumenta a medida que lo hace el grado de interdigitación, lo que concuerda con la suposición de que las inclusiones de cemento en el hueso sean una de las causas del mejor comportamiento de la interfaz tipo 1.

Si se comparan las curvas S-N obtenidas para cada tipo de interfaz, como se muestra en

la figura 7.2, se puede observar que ambos modelos tienen un comportamiento similar en los extremos de la curva, es decir, para tensiones muy altas y tensiones muy bajas. En la zona central, para tensiones comprendidas entre 2 y 3.5 MPa en el caso de tensión normal y entre 1.5 y 2 MPa en el caso de tensión tangencial, la interfaz tipo 1 presenta un mejor comportamiento, ya que para un mismo nivel de tensión, el número de ciclos de fallo es ligeramente superior al que se obtiene para la interfaz tipo 2. Este hecho sirve para reafirmar la conclusión anterior con respecto al modelo de interfaz más favorable.

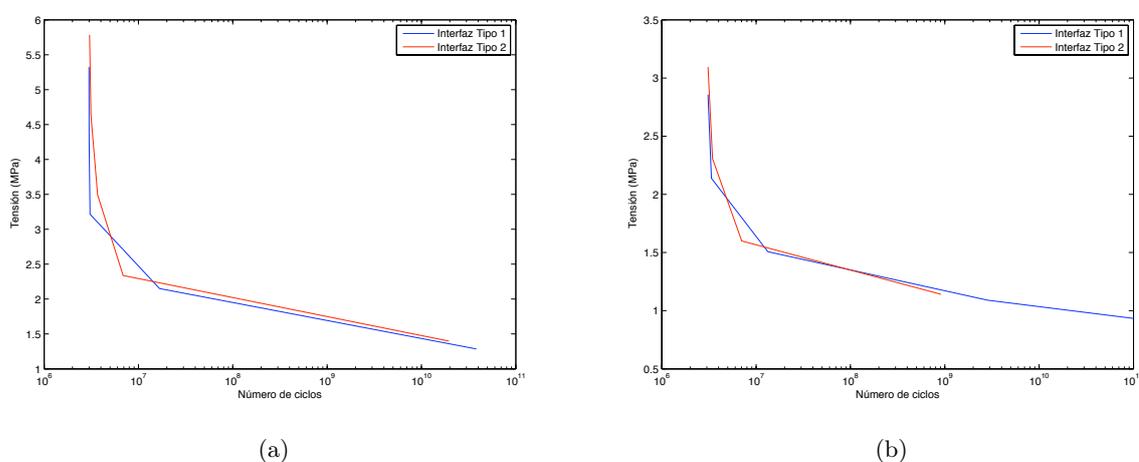


Figura 7.2: Comparación de las curvas S-N para los dos tipo de interfaces para una tensión normal(a) y para una tensión tangencial (b).

Aunque estos dos modelos geométricos no son muy realistas, sí pueden dar una idea cualitativa de las características óptimas que debería tener la interfaz de la prótesis, pudiéndose simular diferentes modelos con grados de interdigitación variables para luego, con las técnicas quirúrgicas actuales, intentar conseguir la fijación óptima de la prótesis.

También se ha podido comprobar que en el instante en el que el cemento se encuentra totalmente dañado, el hueso todavía no ha empezado a deteriorarse, ya que es mucho más rígido que el cemento. En este caso, por tanto, se podría haber supuesto un comportamiento elástico lineal para el hueso, sin tener en cuenta el daño. Pero por otra parte, las características mecánicas del hueso que se han utilizado en este estudio son las correspondientes a un hueso sano. En el caso de un hueso deteriorado por osteoporosis la densidad del hueso disminuiría, disminuyendo también el módulo elástico del hueso, en cuyo caso sí habría que tener en cuenta el daño del mismo. Se puede concluir que el modelo desarrollado en este proyecto está preparado para analizar casos

más complejos correspondientes a huesos dañados por enfermedades degenerativas.

Por último, otra conclusión importante de este estudio es la ventaja de disponer de un análisis micro-macromecánico del modelo. En el caso de comportamiento micromecánico, el material está completamente deteriorado cuando el valor del daño alcanza la unidad. Sin embargo, en el caso macromecánico la interfaz está dañada cuando este valor es de 0.5, ya que para ese valor el cemento se encuentra dañado en su totalidad, provocando el fallo de la prótesis, ya que ha dejado de cumplir su función como transmisor de cargas y como fijador. Si no se tuviera en cuenta el análisis micromecánico se podría pensar que el daño de la interfaz hueso-cemento está comprendido entre 0 y 1 y que para un valor de 0.5 la interfaz todavía podría seguir deteriorándose, pero gracias al análisis micromecánico sabemos que esto no es así y podemos comprobar para que valores del daño global falla la prótesis.

7.2. Desarrollo futuro

El modelo estudiado en este proyecto es un modelo simple que puede servir como base para el desarrollo de futuros modelos más complejos y ajustados a la realidad. Además, aunque el proyecto se haya orientado a la interfaz cemento-hueso de una prótesis de cadera, el modelo puede ser perfectamente válido para cualquier otro tipo de implante realizado con fijación ósea, como por ejemplo una artroplastia de rodilla.

En cuanto a la geometría del problema, hay que tener en cuenta que los modelos de elementos finitos que se han desarrollado en este proyecto son muy simples, por lo que una posible mejora del modelo sería realizar un modelo de elementos finitos más realista, ayudándose de técnicas de imagen como las tomografías computerizadas, que permiten obtener imágenes de microtomos de la interfaz hueso-cemento, a partir de las cuales se podría obtener un modelo tridimensional acorde a la realidad empleando un software informático que procese las imágenes y cree un modelo sólido, como el empleado por Janssen *et ál.* [12] y que se muestra en la figura 7.3. Para poder aplicar la subrutina de este proyecto a ese modelo sería necesario adaptarla a un problema 3D, representando esto otra mejora del modelo aquí empleado.

En cuanto al modelo mecánico, se podría introducir un coeficiente de fricción entre el hueso y el cemento, que puede variar en función de las características del cemento empleado y de las características histológicas del tejido óseo del paciente. Con esto se podrían realizar diversas simulaciones para diferentes coeficientes de fricción y ver con cual se obtienen los mejores

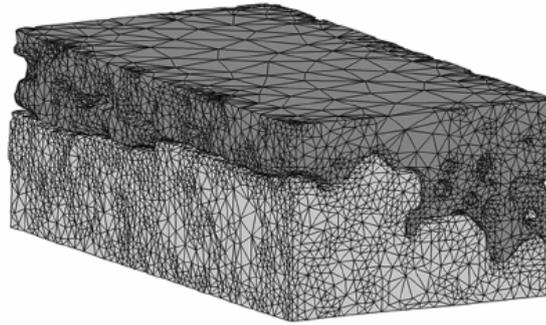


Figura 7.3: Modelo de elementos finitos obtenido mediante microtomos de una interfaz cemento-hueso [12].

resultados.

Por último, otra mejora podría consistir en analizar el comportamiento de la interfaz bajo cargas variables con el número de ciclos, manteniendo la hipótesis de que todas las variables permanecen constantes durante un cierto número de ciclos, pero variando las cargas aplicadas en cada incremento para tener en cuenta las distintas actividades que realiza la persona a lo largo del día.