

Aplicación del método de elementos finitos en el diseño de implantes biomédicos

Dominguez, Alejandro; Martínez, Pablo

INTI-Córdoba

Introducción

Históricamente el diseño de implantes biomédicos ha sido realizado mediante el método tradicional de construcción y posterior ensayo de prototipos, con el consiguiente costo y tiempo que ello implica. Además, los diseñadores se enfrentaban al problema de poder determinar y evaluar todas las posibles causas de falla de los prototipos construidos, como así también su comportamiento bajo distintos tipos de cargas o solicitaciones.

En la actualidad existe una herramienta computacional mediante la cual es posible realizar la evaluación inicial de los implantes. Esta valiosa herramienta es el método de elementos finitos, el cual brinda la posibilidad de evaluar de manera virtual los prototipos, permitiendo dejar para la etapa final del desarrollo la construcción y el ensayo, una vez que se ha logrado la configuración ideal.

En el presente trabajo se presentan tres posibles aplicaciones del método de elementos finitos en el diseño de implantes biomédicos y se muestran las capacidades del método para encarar este tipo de trabajo.

Metodología / Descripción Experimental

Se puede decir que un implante es un elemento destinado, entre otros propósitos, a mejorar o corregir el comportamiento de ciertas partes u órganos del cuerpo, ayudar durante los procesos de curación y reemplazar partes del cuerpo que ya no son capaces de cumplir con su función. Los principales aspectos a tener en cuenta durante el desarrollo de un implante son la biocompatibilidad y las propiedades mecánicas. Con respecto a estas últimas existen, para los distintos tipos de implantes, reglamentaciones o normas que establecen los requisitos de aceptación de los mismos. Entre dichos requisitos se encuentran los ensayos mecánicos a que deben ser sometidos.

—Implante dental: un implante dental es un elemento cuyo fin es servir de amarre para la reconstrucción de los dientes faltantes. El sistema completo consiste en el implante y el emergente. Este último sirve como soporte de la prótesis dental y se fija al implante

mediante un tornillo e idealmente debe permanecer inmóvil durante la vida del implante. Sin embargo el carácter cambiante tanto de la magnitud como de la orientación de la fuerza de masticación producen esfuerzos alternativos sobre el sistema, y pueden llegar incluso a producir la separación entre las caras en contacto del implante y el emergente. Por ello resulta importante determinar la distribución de tensiones en el sistema bajo cargas de distintas magnitudes y orientaciones. Un factor especialmente importante en este caso fue la interacción entre los distintos componentes la cual se tuvo en cuenta mediante condiciones de contacto con fricción.

—Implante de cadera: los traumas, como así también ciertas enfermedades y defectos de nacimiento crean a menudo la necesidad de utilizar implantes para reconstruir la cabeza del fémur y su articulación con la cadera. Una de las condiciones críticas de trabajo de este tipo de implante corresponde a las cargas alternativas a que está sometido y la fatiga que ellas producen, estimándose que por año el implante está sometido a alrededor de 4 millones de ciclos. Es importante destacar que se estima que alrededor de un 20% de las cirugías de cadera que se realizan son para reemplazar un primer implante que ha fallado. La Norma ISO 7206-8 establece las condiciones del ensayo de fatiga. Un aspecto importante en este caso es poder representar en el modelo de elementos finitos la compleja geometría del implante y asignar una malla de densidad adecuada en las zonas donde se espera un mayor gradiente de tensiones.

—Prótesis endovascular ó stent: un stent es un dispositivo utilizado como elemento de soporte de las paredes arteriales de manera de mantenerlas abiertas y restaurar su flujo sanguíneo. Se puede asemejar un stent a las estructuras que son utilizadas en las minas para mantener sus paredes firmes y evitar su derrumbe. El stent es montado sobre un balón y posicionado en el sitio del bloqueo arterial. Es allí donde el balón es inflado lo cual hace que el stent se expanda y ejerza presión sobre las paredes interiores de las arterias. Luego el balón es desinflado y removido, y el stent permanece en el lugar

manteniendo abierta la arteria.

Los procesos críticos a evaluar del comportamiento mecánico de un stent son la expansión, en la cual se debe verificar que no se produzca la falla del material. Para esto es fundamental representar el comportamiento plástico del material, el cual fue definido a partir de la curva del ensayo de tracción, además se deben considerar grandes desplazamientos, es decir que es un problema en el cual es imprescindible considerar la no linealidad. Otro punto a evaluar es el comportamiento a la fatiga, para lo cual la norma europea EN 12006-3 establece las condiciones del ensayo para asegurar una duración mínima de diez años.

Resultados

—Implante dental: al analizar la distribución de tensiones equivalentes de Mises (ver Fig. 1) se verificó que el elemento más solicitado es el tornillo de unión entre el implante y el emergente. Además se identificó como condición crítica de carga a la fuerza de masticación aplicada en forma descentrada al eje del implante.

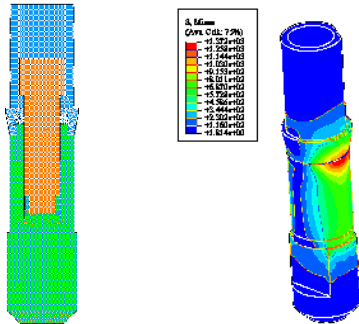


Fig. 1: Vista en corte del modelo de elementos finitos de un implante dental y distribución de tensiones equivalentes de Mises con carga descentrada

—Implante de cadera: las zonas de máximas tensiones determinadas en el modelo de elementos finitos se corresponden con el tipo de falla por fatiga característico de estos implantes (ver Fig. 2). Se observa además en la Figura el nivel de detalle de la geometría que se obtuvo.

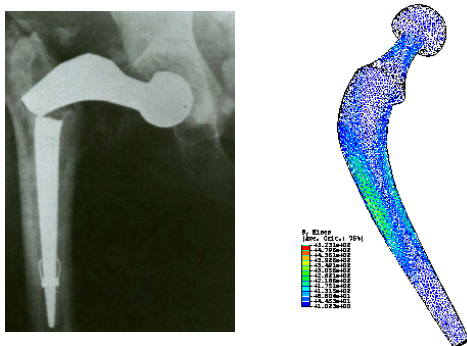


Fig. 2: Falla de un implante de cadera y distribución de tensiones equivalentes de Mises en el modelo durante la simulación del ensayo de fatiga

—Prótesis endovascular ó stent: la distribución de tensiones equivalentes de Mises luego de la expansión (ver Fig. 3) muestra que las zonas propensas a que se produzca la falla del material son los radios indicados, sin embargo los niveles de tensiones alcanzados no fueron suficientes para producir la falla o rotura durante la expansión. Además se determinaron posteriormente la recuperación elástica y el acortamiento luego de la expansión.

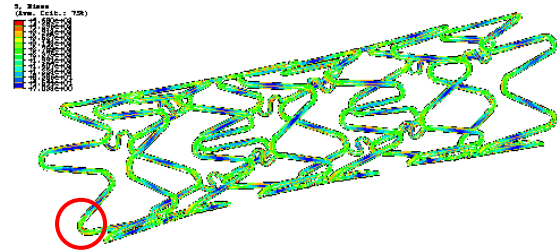


Fig. 3: Distribución de tensiones equivalentes de Mises en un stent durante la expansión del mismo

Para los tres casos analizados se realizó posteriormente, con las tensiones determinadas en la simulación, un análisis clásico del problema de fatiga mediante el diagrama de Goodman y las curvas de fatiga del material del implante. Obteniéndose como resultado la duración ó vida en ciclos de cada implante. Sin embargo se aclara que en la realidad dicha duración puede ser distinta a la estimada debido a que en el cálculo no se tuvo en cuenta la influencia en la resistencia a la fatiga del material que produce el ambiente en el cual trabaja cada implante.

Conclusiones

La utilización del método de elementos finitos se presenta como una valiosa herramienta en la etapa del diseño de implantes. El mismo permite no solo representar geometrías complicadas, sino también considerar las más variadas condiciones de carga como así también propiedades mecánicas del material e interacciones entre los distintos componentes.

Si bien los ejemplos presentados corresponden a ensayos mecánicos in-vitro, existe además la posibilidad de simular el comportamiento in-vivo de los implantes, como por ejemplo determinar la distribución de tensiones bajo carga en un hueso sobre el cual se ha fijado un implante. Esto es de gran importancia debido a que el nivel de tensiones actuantes sobre el hueso es un factor crítico y determinante en la remodelación y regeneración del mismo y por consiguiente en el éxito del implante.

Para mayor información contactarse con:
Alejandro A. Domínguez – adominguez@intecmcor.gov.ar