

Capítulo 4

Resultados

4.1. Introducción

En este capítulo se mostrarán los resultados obtenidos al aplicar el modelo mecanobiológico desarrollado por Martínez Reina a un submodelo de una mandíbula humana con un implante dental.

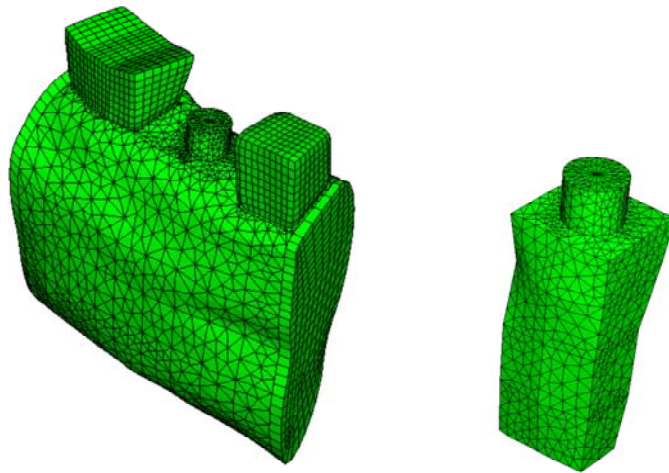


Figura 4.1: Malla de elementos finitos del submodelo

Se han simulado doscientos días de carga. En cada día se ha supuesto que se realizan 125 ciclos de cada uno de los cuatro tipos de paso de carga distintos que se aplican (MI1-MI2-MImp-MD2).

El hecho de aplicar 125 ciclos de carga no implica resolver un problema dinámico. Según la aproximación hecha por Beaupré et al., se pueden estimar las tensiones o deformaciones máximas (aquí se hace resolviendo un único problema estático) y considerar para el cálculo del estímulo un número de ciclos $n_c = 125$. El cálculo del daño también se simplifica usando $n_c = 125$ en las curvas de fatiga, y las deformaciones dadas por la resolución del problema correspondiente a un sólo ciclo de carga. Esta limitación que tiene el modelo es importante ya que, así como en la remodelación ósea se supone que sólo influye el nivel de tensiones (o deformaciones) y el número de ciclos diarios (al menos eso suponen Beaupré et al.), con el daño microestructural esa hipótesis deja de tener sentido y el orden de aplicación de las cargas puede influir en el resultado final. Sin embargo, eso no se está teniendo en cuenta aquí, con la agrupación de cargas antes comentada, por el elevado coste computacional que tendría hacerlo.

La tensión que resulta en el hueso periimplantario de aplicar cada uno de estos casos de carga se puede observar en el primer día de masticación, cuando todavía no se ha dañado el hueso.

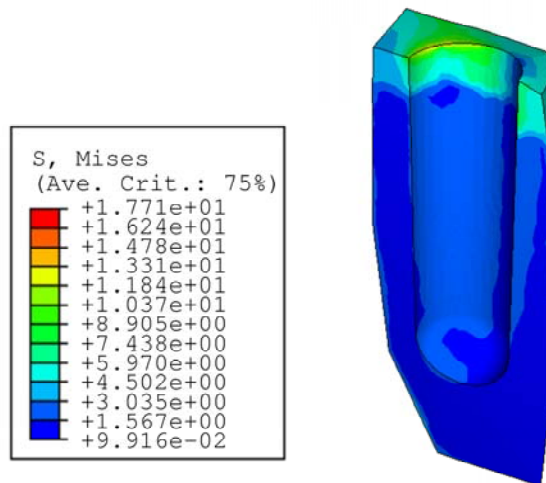


Figura 4.2: Tensión en el caso de carga MT1

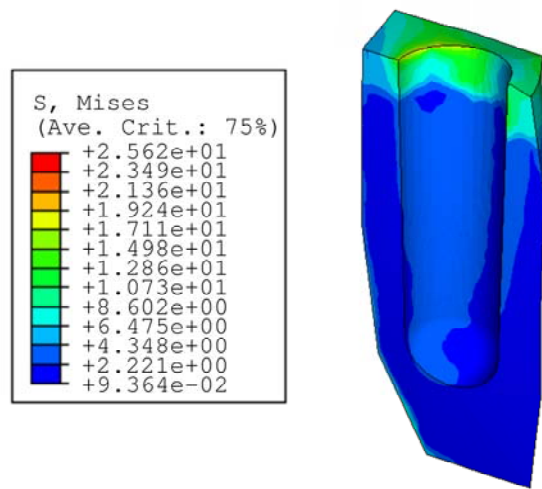


Figura 4.3: Tensión en el caso de carga MI2

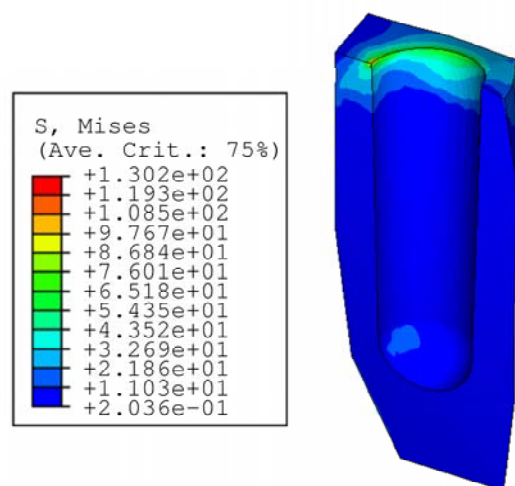


Figura 4.4: Tensión en el caso de carga MImp

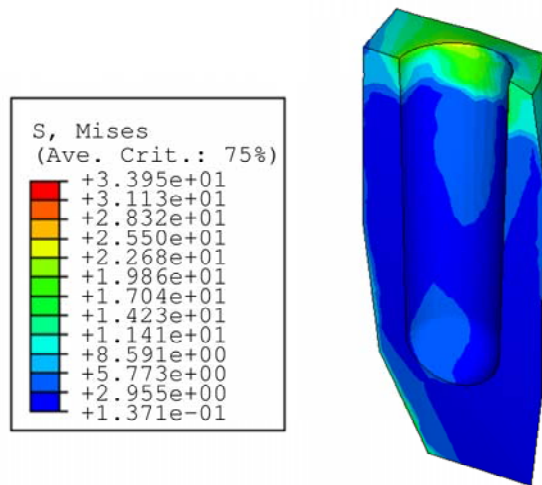


Figura 4.5: Tensión en el caso de carga MD2

Se observa claramente que las tensiones son mucho mayores en el borde libre de la interfase titanio - hueso (que se suele denominar cuello del implante), especialmente en el caso MImp. Esto es debido a lo comentado anteriormente sobre los módulos de elasticidad tan diferentes de uno y otro material. La distribución de tensiones y deformaciones que se obtendrían analíticamente serían, por lo general, singulares en la interfase. Que haya o no singularidad depende de los ángulos que forman los dos materiales que concurren en el borde libre, de los módulos de elasticidad de dichos materiales y del tipo de unión que haya entre ellos.

De entre los tres casos de carga, se observa que las mayores tensiones se dan en el caso MImp, seguido de MD2, MI2 y por último MI1. Además, en el caso de cargas MImp, las tensiones están especialmente concentradas alrededor del cuello del implante. También se observa que, en todos los casos, las tensiones en el ápice del implante son muy pequeñas. En las cargas MD2, MI1 y MI2 es lógico dado que la carga de la mandíbula es principalmente de flexión y esta zona está más cerca de la línea neutra. Pero lo curioso es que también sucede así en el caso de carga MImp. En este caso, parte de la carga se transmite en el ápice por compresión, pero la mayor parte de ella se transmite a lo largo de la interfase y principalmente en el cuello, debido al elevado contraste entre la rigidez del hueso y del titanio, que se ha comentado antes. Este hecho hace del implante un dispositivo mucho menos eficiente que el diente natural. Este último dispone del ligamento periodontal para repartir las tensiones por

toda la superficie de contacto con el hueso, de manera más o menos uniforme. Sin embargo, el implante carga en exceso la zona del cuello y deja prácticamente en desuso el hueso apical, lo que puede producir reabsorción en ambos casos, ya que la mejor forma de mantener el hueso en óptimas condiciones es someterlo a un estímulo moderado.

4.2. Resultados

Se ha obtenido la evolución temporal en el tejido periimplantario de las dos variables de estado más importantes del modelo: la fracción volumétrica de hueso y el tensor de daño. De este último se han representado la evolución de las componentes en la dirección x e y . La dirección z no se ha tenido en cuenta por producirse en la misma un daño insignificante.

4.2.1. Evolución del daño

El hecho de que las tensiones sean especialmente elevadas en el cuello del implante hace que en esta zona el daño comience a acumularse inmediatamente y de manera muy notable. Conforme los elementos del hueso situados en la interfase se van dañando, dejan de absorber energía de deformación, que tiene que ser absorbida por los elementos vecinos. Era de esperar que al ocurrir esto, aumentaran las tensiones soportadas por dichos elementos vecinos y consecuentemente el daño. Esto haría que el daño se fuera propagando a lo largo del hueso, siempre que el proceso de remodelación ósea no fuera capaz de repararlo rápidamente, al menos tan rápidamente como crece por fatiga. Sin embargo, no ocurre así y el daño se mantiene muy localizado en torno a la interfase. No da tiempo a que por remodelación se repare el daño acumulado en esta interfase, al menos éste no; pero tampoco se extiende mucho más allá, como se puede observar en la figuras 4.6 y 4.7.

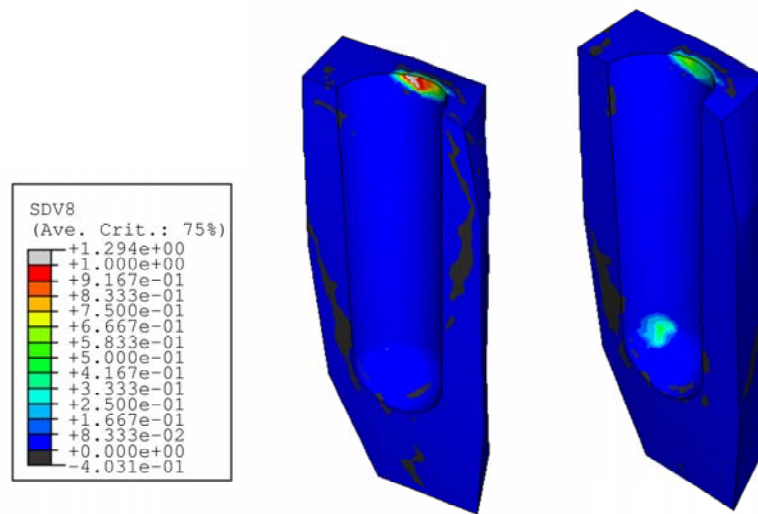


Figura 4.6: Daño en el hueso periimplantario en la dirección x tras 10 y 200 días de simulación

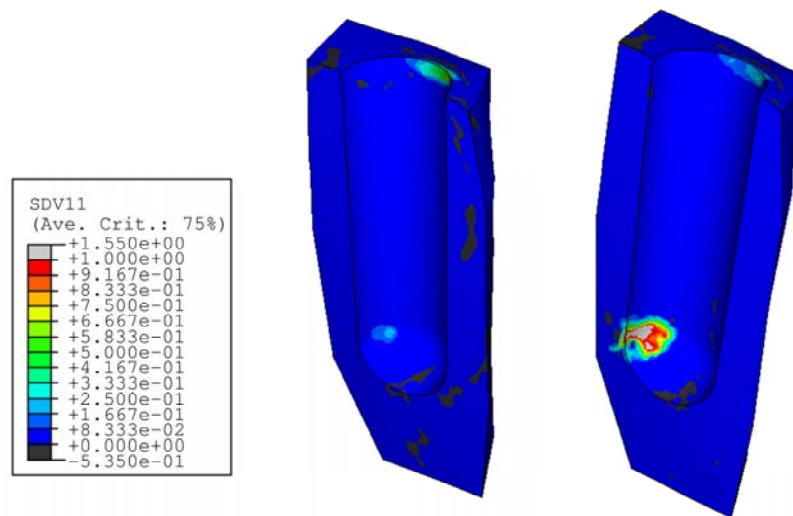


Figura 4.7: Daño en el hueso periimplantario en la dirección y tras 10 y 200 días de simulación

En la interfase, como consecuencia de la singularidad de tensiones, la acumulación de daño por fatiga es muy rápida, más que la reparación y por ello el daño permanece estable en niveles muy elevados. Pero lejos de la interfase los niveles de deformación son moderados y la remodelación ósea es capaz de reparar el daño y mantenerlo dentro de unos niveles fisiológicos normales. En las figuras 4.6 y 4.7 se muestran la distribución de las componentes del tensor

de daño en direcciones longitudinal (x), transversal (y). Lo primero que llama la atención es que haya una parte del modelo en la que el daño está fuera del rango de variación permitido $[0, 1]$. Este hecho merece, qué duda cabe, una explicación. El tensor de daño se interpreta en el modelo como una medida de la degradación de las propiedades elásticas. Así, un daño nulo significa que el tejido mantiene intactas sus propiedades y un daño unidad, que su rigidez es nula. Para mantener esta interpretación y la coherencia de los resultados, se impone en el algoritmo que los autovalores del tensor de daño estén entre 0 y 1. Esa restricción se impone en los puntos de integración de Gauss del modelo de elementos finitos, que es donde se aplica el algoritmo de remodelación y se actualizan las propiedades elásticas. Los mostrados en todas las figuras de este capítulo son resultados nodales, obtenidos extrapolando a cada nodo los resultados de los puntos de Gauss vecinos. Esta extrapolación puede hacer que los resultados nodales estén fuera de rango, pero ello no constituye problema alguno, ya que donde se tiene que cumplir la restricción es en los puntos de integración, que es donde se evalúan las propiedades, y ahí el daño se mantiene obligatoriamente entre 0 y 1. En las figuras 4.6 y 4.7 se puede observar lo comentado anteriormente: que la zona con daño elevado está muy localizada en torno al implante y además apenas se extiende con el tiempo. El mayor daño se produce en dirección x , en la que las tensiones son mayores debido a la flexión de la mandíbula. También se observa que en la zona apical, en la base del implante, hay un daño muy elevado. Se ha podido comprobar que el daño en esta zona aumenta principalmente por la aplicación del caso de carga MImp. En esta carga, al subir la mandíbula por la acción de los músculos masticatorios, el implante, que tiene los desplazamientos verticales impedidos, se clava en el hueso que tiene justo debajo. La compresión en dirección z produce en las otras dos direcciones deformaciones de tracción, que son las responsables del daño. En las figuras 4.8 y 4.9 se vuelve a representar el daño en las 2 direcciones, pero ahora en un rango más reducido, entre 0 y 0.02. El máximo de ese rango es un valor aún elevado, pero más cerca del valor normal que el hueso puede tener como consecuencia de su actividad. Aparte de la zona fuera de rango, que se circunscribe al hueso que rodea al implante, se pueden observar dos zonas de daño elevado, a uno y otro lado del implante, en dirección mesio-distal.

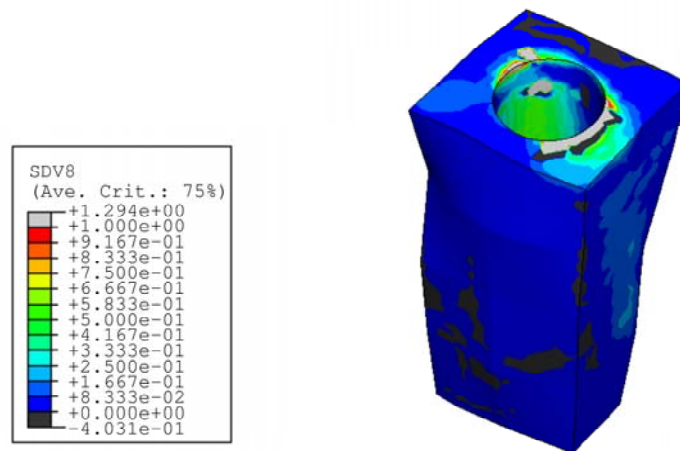


Figura 4.8: Daño en el hueso periimplantario en la dirección x. El rango representado corresponde a valores fisiológicos normales de daño.

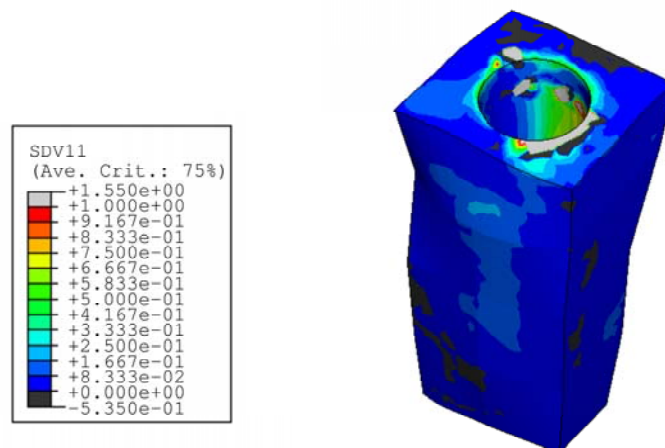


Figura 4.9: Daño en el hueso periimplantario en la dirección y. El rango representado corresponde a valores fisiológicos normales de daño.

Este daño es debido principalmente a la flexión de la mandíbula durante la masticación, hecho que se ve agravado por la existencia de un daño elevado en la región del cuello del implante, que hace que sea menor la cantidad de hueso con capacidad suficiente para absorber

energía de deformación. Este daño, ciertamente elevado, producirá reabsorción en esta zona, como se verá en el apartado siguiente donde se analiza la evolución de la porosidad. El daño crece muy rápidamente en los primeros días y luego se estabiliza, como se puede observar en la figura 4.10.

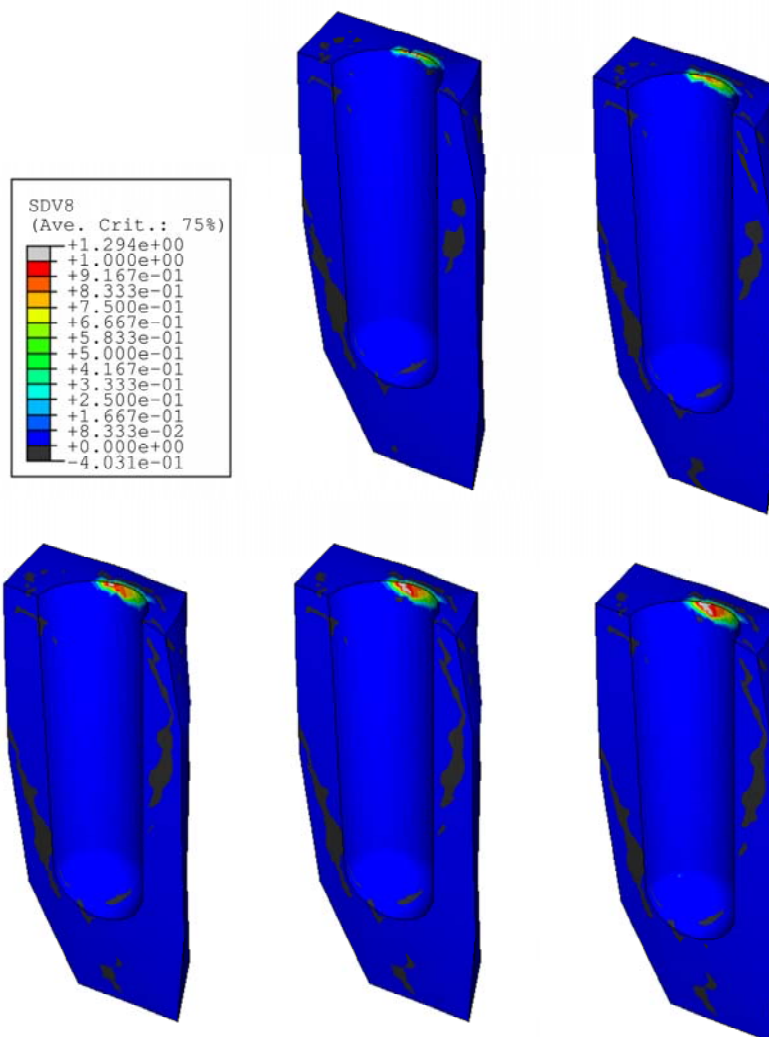


Figura 4.10: Evolución del daño en dirección longitudinal de la mandíbula en los días 1, 2, 4, 6 y 10 de la simulación.

4.2.2. Evolución de la fracción volumétrica

Uno de los objetivos que se consiguen con el modelo de remodelación usado es simular la reabsorción ósea que se observa en algunos casos clínicos. En este sentido, las figuras 4.11 y 4.12 parecen confirmar que, efectivamente, la acumulación de daño microestructural en esa zona hace que se reabsorba hueso localmente. La reabsorción por daño es más acusada, evidentemente, allí donde el daño acumulado es mayor, es decir en la interfase. En la figura 4.12 se observa que, una vez alcanzado el equilibrio de remodelación, la zona adyacente al implante presenta una porosidad más alta que en el resto. El implante queda prácticamente rodeado de una capa de elementos con un daño muy elevado y por tanto muy flexibles. Esta capa se hace ligeramente más gruesa en la zona del cuello, especialmente en el lado mesial y en la zona inferior distal donde predominan las tracciones.

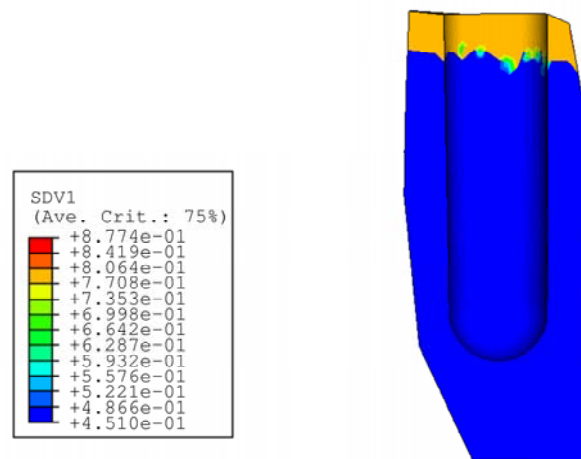


Figura 4.11: Fracción volumétrica en el día 10 de simulación

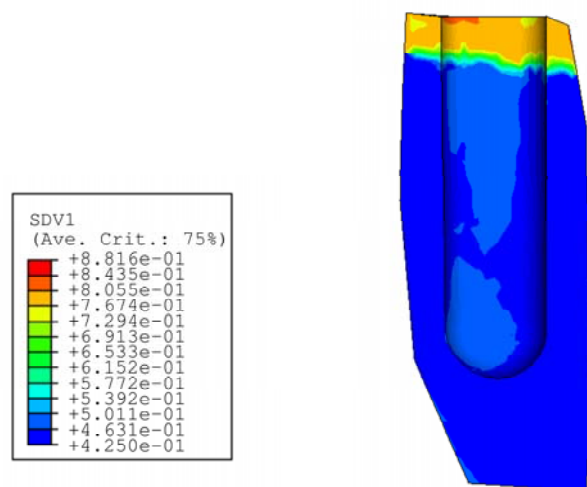


Figura 4.12: Fracción volumétrica en el día 40 de simulación

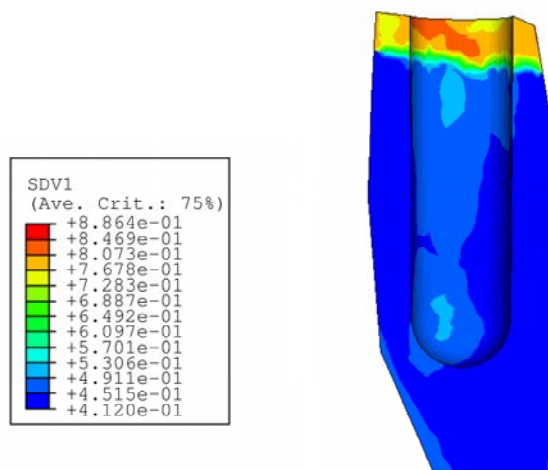


Figura 4.13: Fracción volumétrica en el día 60 de simulación

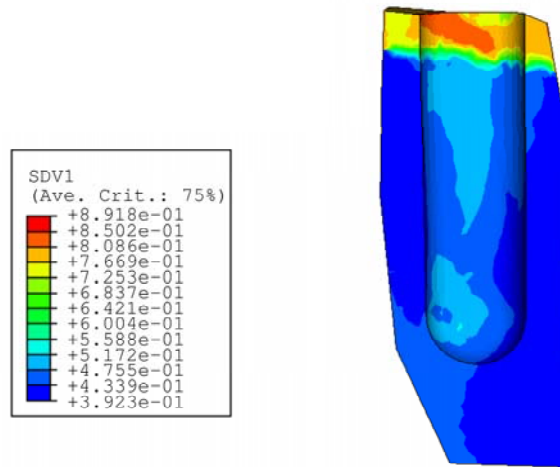


Figura 4.14: Fracción volumétrica en el día 80 de simulación

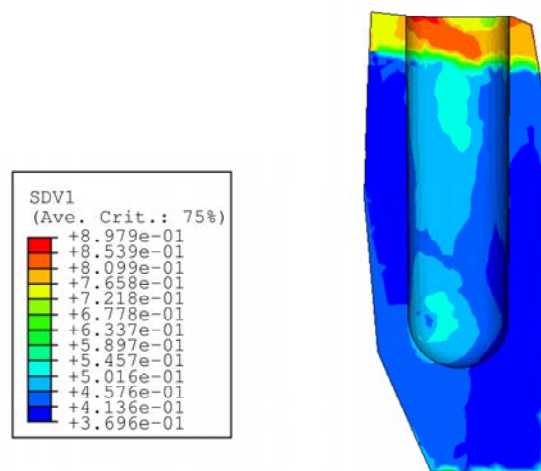


Figura 4.15: Fracción volumétrica en el día 100 de simulación

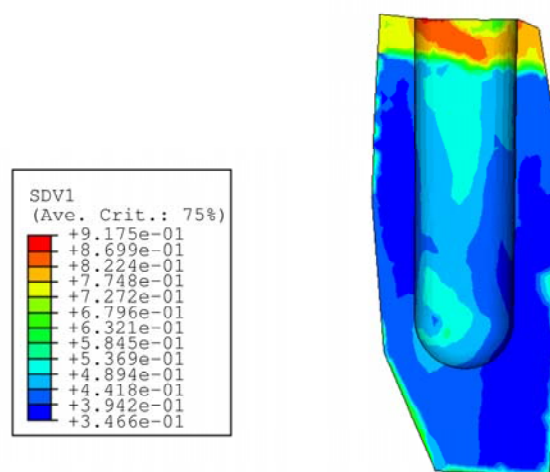


Figura 4.16: Fracción volumétrica en el día 120 de simulación

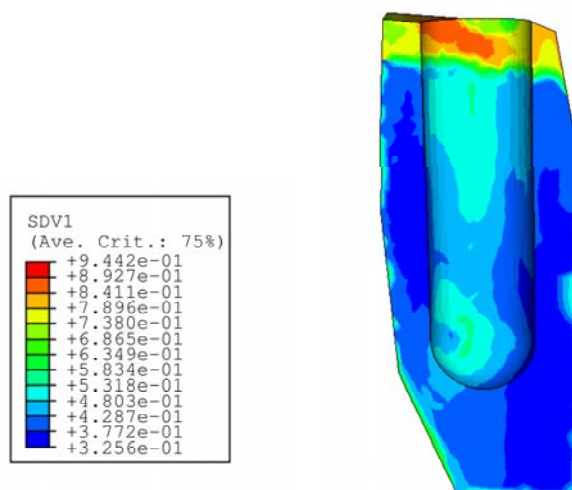


Figura 4.17: Fracción volumétrica en el día 140 de simulación

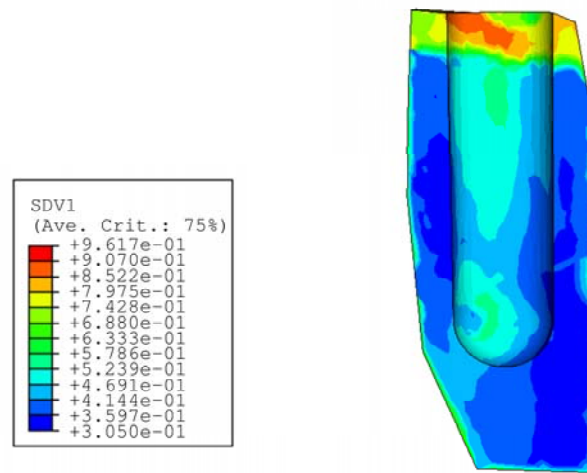


Figura 4.18: Fracción volumétrica en el día 160 de simulación

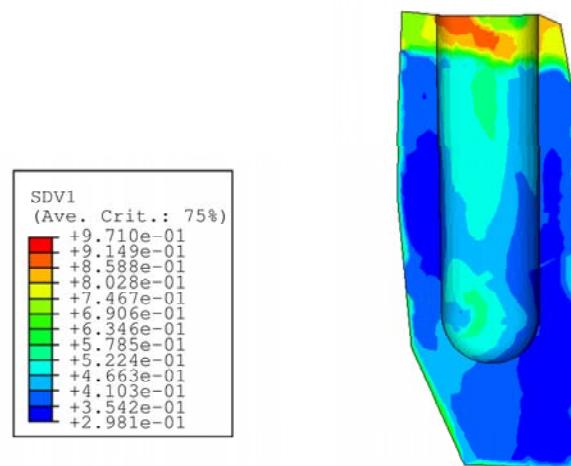


Figura 4.19: Fracción volumétrica en el día 180 de simulación

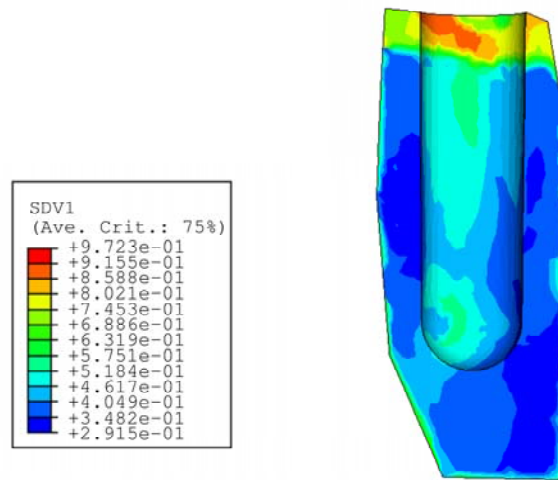


Figura 4.20: Fracción volumétrica en el día 200 de simulación