

Simulación por elementos finitos de la articulación temporomandibular

PÉREZ DEL PALOMAR, A.¹, CEGOÑINO, J.¹, LÓPEZ ARRANZ, J.², DE VICENTE, J. L.², DOBLARÉ, M.¹

¹Grupo de Estructuras y Modelado de Materiales.
Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón

²Servicio de Cirugía Oral y Maxilofacial.
Hospital Central de Asturias

Resumen

En los últimos años, las patologías asociadas a la articulación temporomandibular (ATM) han cobrado una gran importancia en odontología y patología. Las disfunciones de esta articulación están relacionadas con la inestabilidad mecánica y el movimiento irregular de los componentes biomecánicos que la componen. Dentro de los diferentes elementos que forman esta articulación, es el disco articular la pieza clave dentro de la misma, ya que absorbe las tensiones durante el funcionamiento de la mandíbula, proporciona un adecuado contacto entre las superficies óseas y proporciona estabilidad a la articulación. En este trabajo se desarrollaron dos modelos de elemento finitos bidimensionales de la ATM, uno para una articulación sana y otro para una patológica afectada de un desplazamiento anterior del disco. En ambos modelos de elementos finitos se introdujeron diferentes modelos de comportamiento para simular de manera real el comportamiento del disco articular. Las simulaciones realizadas resultaron ser fieles al comportamiento biomecánico de la ATM real tanto sana como patológica, obteniéndose resultados cualitativos contrastados con la experiencia clínica. Por otro lado, se demostró la necesidad de introducir modelos de comportamiento complejos para simular de manera real el funcionamiento de esta articulación.

Palabras clave: articulación temporomandibular, modelo de elementos finitos, disco articular, modelo de comportamiento

Summary

In recent years, disorders of the temporomandibular joint (TMJ) have become of great interest in dentistry and pathology. TMJ disorders relate to the mechanical instability of the structural components of the joint and to their irregular motion. Among them, the articular disk is a key component to understand the biomechanical condition in TMJ, as it plays a significant role as a stress absorber during function of the mandible. Other functions of the disk are to improve the fit between bony surfaces and to provide stability during mandibular movements. In this paper, two finite element models were developed to simulate and study the in vivo biomechanics and mechanisms of a normal TMJ and an abnormal one affected by an anterior displacement of the disc. In both FE models, several constitutive models were introduced in order to simulate the real behaviour of the disc. Both models yielded to realistic results that were verified with clinical experience. On the other hand, the need for complex constitutive models was proved to simulate the TMJ working.

Keywords: temporomandibular joint, finite element model, articular disc, constitutive model

Correspondencia:

Manuel Doblare Castellano
Departamento de Ingeniería Mecánica
Universidad de Zaragoza
María de Luna 3, 50018 Zaragoza
Tel. 976761912 Fax 976762578
E-mail: mdoblare@posta.unizar.es

Introducción

En los últimos años, las patologías asociadas a la articulación temporomandibular (ATM) han cobrado una gran importancia en odontología y patología [1][2][3]. Esta articulación es muy compleja, tanto desde el punto de vista morfológico como funcional.

La articulación temporomandibular (ATM) es la región anatómica donde el cóndilo de la mandíbula se une con el cráneo (Figura 1). Las superficies articulares del cráneo se componen de la fosa glenoidea y del tubérculo articular del hueso temporal. El cóndilo de la mandíbula tiene una superficie convexa, más ancha mediolateralmente y más redondeada anteroposteriormente. Al contrario de lo que ocurre con otras articulaciones del cuerpo humano en las que las superficies articulares están recubiertas de cartílago hialino, las superficies articulares de la ATM están recubiertas de fibrocartílago, un tejido conectivo denso con células de cartílago. Este tejido está formado por una matriz sólida y por sustancia intersticial. La matriz está compuesta por fibras de colágeno tipo I que tienen una gran resistencia a tracción pero no absorben cargas a compresión. La sustancia intersticial dentro de la matriz está compuesta principalmente por proteoglicanos y agua, formando un gel denso que absorbe las fuerzas de compresión que las superficies articulares tienen que soportar.

Cubriendo la superficie superior del cóndilo mandibular se encuentra el disco articular, de forma oval y compuesto por un tejido denso conectivo fibroso. La parte más gruesa del disco es la banda posterior con un espesor de 3 mm. El espesor de la zona intermedia es de 1 mm y la banda anterior es de 2 mm [4]. El disco está firmemente unido a la cabeza del cóndilo medial y lateralmente y se puede mover hacia delante y hacia atrás sobre el cóndilo desde la parte inferior de la zona bilaminar (que está formada por colágeno y es inextensible) y la inserción del músculo pterigoideo lateral. El disco es una de las partes más importantes de esta articulación porque le confiere estabilidad a la misma y es el que absorbe todas las cargas que sufre esta articulación.

Cuando la boca está cerrada (Figura 2) y la parte posterior de los dientes está en contacto, la banda posterior del disco se encuentra en la cresta transversal del cóndilo mandibular y la mayor concavidad de la fosa glenoidea. Todos los movimientos normales de la mandíbula desde esta posición están acompañados por la combinación de una rotación del cóndilo seguida de una translación del mismo con el disco interpuesto entre la mandíbula y la superficie articular del temporal. Conforme el cóndilo se mueve hacia delante durante la apertura de la boca, el disco sigue el movimiento a la mitad de velocidad. Por tanto, en el movimiento de apertura de la boca, tanto el cóndilo como el disco se

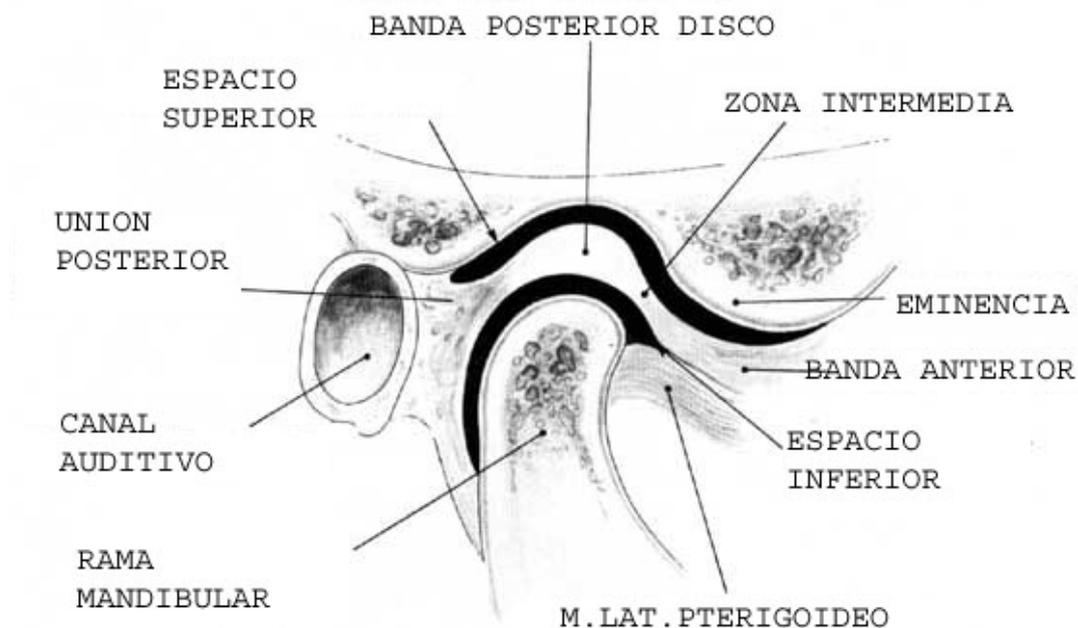


Figura 1. Anatomía de la articulación temporomandibular

mueven hacia delante (Figura 3), pero el disco al hacerlo más lentamente, se mueve posteriormente en relación al cóndilo [5]. Los trastornos internos de la ATM se pueden definir como una no adecuada relación entre el disco y la cabeza de la mandíbula y temporal. Se estima que entre el 20% y el 40% de la población sufren de disfunciones en la ATM en alguna ocasión [6].

El objetivo de este trabajo es profundizar en el conocimiento de la biomecánica de la ATM mediante la simulación del comportamiento de la misma en situación sana como patológica, intentando relacionar el estado tensional con posibles patologías asociadas. Para ello es particularmente importante el modelo de comportamiento establecido para el disco articular. Este tejido, como la mayoría de tejidos blandos, es anisótropo, viscoelástico, no homogéneo, prácticamente incompresible y sufre grandes deformaciones tanto en condiciones fisiológicas como normales [7][8][9][10]. La mayoría de estos tejidos están reforzados por una o más familias de fibras, normalmente formadas por colágeno y elastina [11][12][13], habiéndose demostrado que las propiedades mecánicas del disco articular están muy relacionadas con la composición y organización de las fibras de colágeno y de proteoglicanos. Las fibras están organizadas en grupos anterioposteriores y circunferenciales localizados respectivamente, en la zona central y periférica del disco. Ello implica que, en un modelo preciso, habría que introducir la influencia de las fibras de colágeno en la anisotropía y el comportamiento hiperelástico incompresible de la matriz sólida.

En este estudio se ha considerado como primera aproximación un modelo de comportamiento elástico lineal con objeto de poder comparar los resultados obtenidos en este estudio con trabajos previos [14][15][16]. También se han analizado modelos de comportamiento más complejos con el fin de simular de manera más real este tejido. En concreto, se han estudiado sendos comportamientos como sólido hiperelástico [17][18] sin introducir, en una primera aproximación, la influencia de las fibras de colágeno y un comportamiento poroelástico lineal [19][20][21] [22][23], éste último con objeto de simular el comportamiento bifásico de este tejido en el que interaccionan dos fases, una matriz sólida, porosa y permeable y una fase líquida (agua) que fluye a través de la matriz sólida. Ello permite modelar las condiciones concretas de drenaje en el cartílago. En la formulación de poroelasticidad se considera un proceso cuasiestático, despreciándose por tanto los términos inerciales, quedando finalmente una formulación cuyas variables fundamentales son los desplazamientos de la fase sólida y las presiones de la fase líquida.

En las páginas siguientes se presentan en primer lugar los distintos modelos de comportamiento considerados y se describen los modelos de elementos finitos utilizados para la simulación numérica. Se muestran a continuación los resultados obtenidos para una ATM sana y otra patológica con los distintos modelos de comportamiento utilizados para, finalmente, incluir una serie de conclusiones de interés referentes a los mismos y sus derivaciones clínicas.

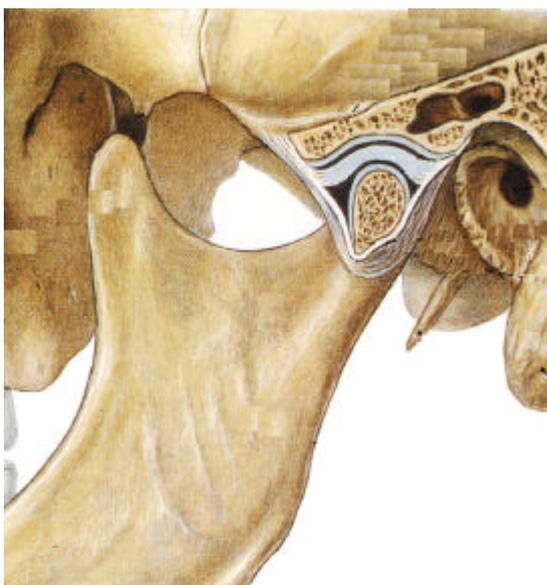


Figura 2. Boca cerrada



Figura 3. Boca abierta

Materiales y Métodos

Modelo de elementos finitos caso sano

Se desarrolló un modelo de elementos finitos bidimensional para simular y estudiar la biomecánica de la articulación temporomandibular humana durante su funcionamiento normal. La geometría se obtuvo de trabajos previos, partiendo de la anatomía de una ATM humana. Se modeló el cóndilo mandibular, la fosa y eminencia articular del hueso temporal y el disco articular (Figura 4).

En esta primera simulación se consideró sólo el movimiento de apertura y cierre de la boca. El desplazamiento del disco dentro de la articulación, durante la apertura, se controló pasivamente por el movimiento del cóndilo y por los contornos de la fosa, la eminencia articular y los ligamentos que lo rodean.

El hueso temporal, el cóndilo mandibular y el disco

articular fueron modelados como cuerpos deformables usando elementos bidimensionales de deformación plana. Los ligamentos que envuelven el disco y que lo unen con las partes óseas de la articulación, es decir, los ligamentos anterior y posterior fueron modelados mediante varios elementos muelle dispuestos en abanico (teniendo un punto de unión en el centro del cóndilo). A estos muelles se les dio una rigidez del orden de la que tiene los ligamentos en la realidad (0.002 N/mm).

La interfase entre el cóndilo mandibular y la superficie inferior del disco, y entre las superficies superior del disco y el hueso temporal fueron modeladas con elementos de contacto en ABAQUS HKS v. 5.8 [24]. Este tipo de elementos permite el contacto arbitrario de cualquiera de los puntos de una superficie, con cual-

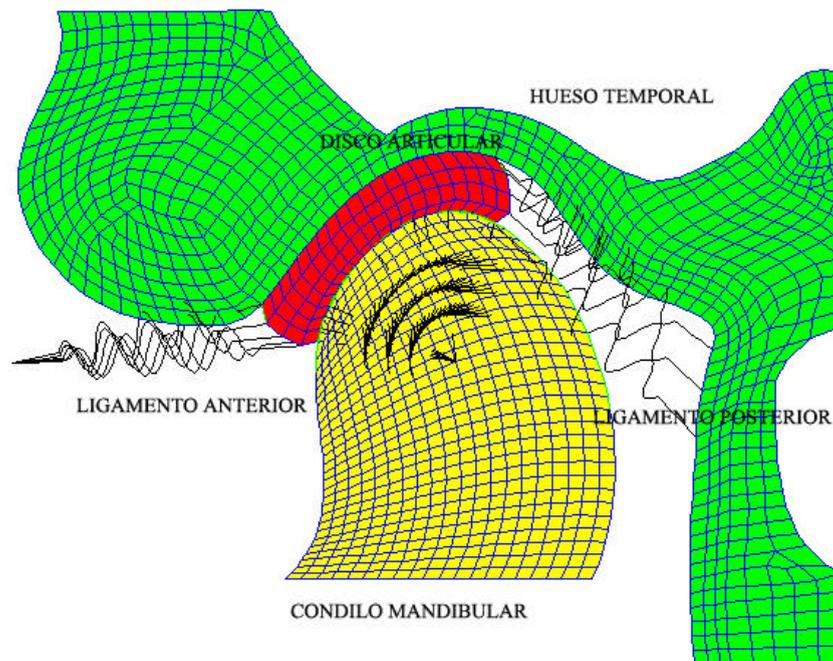


Figura 4. Modelo de elementos finitos del caso sano

Tabla 1

Propiedades del material	Valor	Fuente
Módulo elástico hueso cortical	15000 MPa	Hart (1992)
Módulo elástico hueso esponjoso	456 MPa	Hart (1992)
Módulo elástico del disco	1.8 MPa	Fontenot (1985)
Coef. de Poisson hueso cortical	0.31	Hart (1992)
Coef. de Poisson hueso esponjoso	0.21	Hart (1992)
Coef. de Poisson disco	0.40	Chen (1991)

quiera de los puntos de la otra superficie, transfiriendo tensiones desde un cuerpo a otro. Se consideró un coeficiente de rozamiento $m=0$, debido a que en esta articulación el líquido sinovial evita la fricción entre las superficies articulares.

En las componentes óseas se distinguió entre hueso cortical y esponjoso, tanto para el temporal

como para el cóndilo mandibular. Las propiedades mecánicas de los distintos elementos del modelo se muestran en la Ta bla 1.

Las condiciones de contorno impuestas fueron por un lado el empotramiento del temporal (desplazamiento nulo del corte superior del mismo) y con objeto de simular el movimiento de apertura se in-

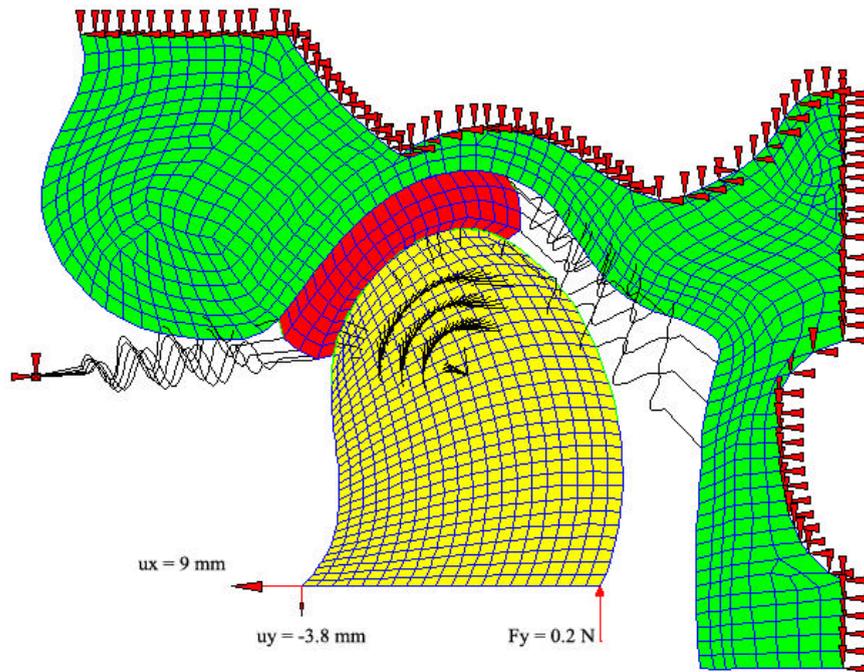


Figura 5. Condiciones de contorno

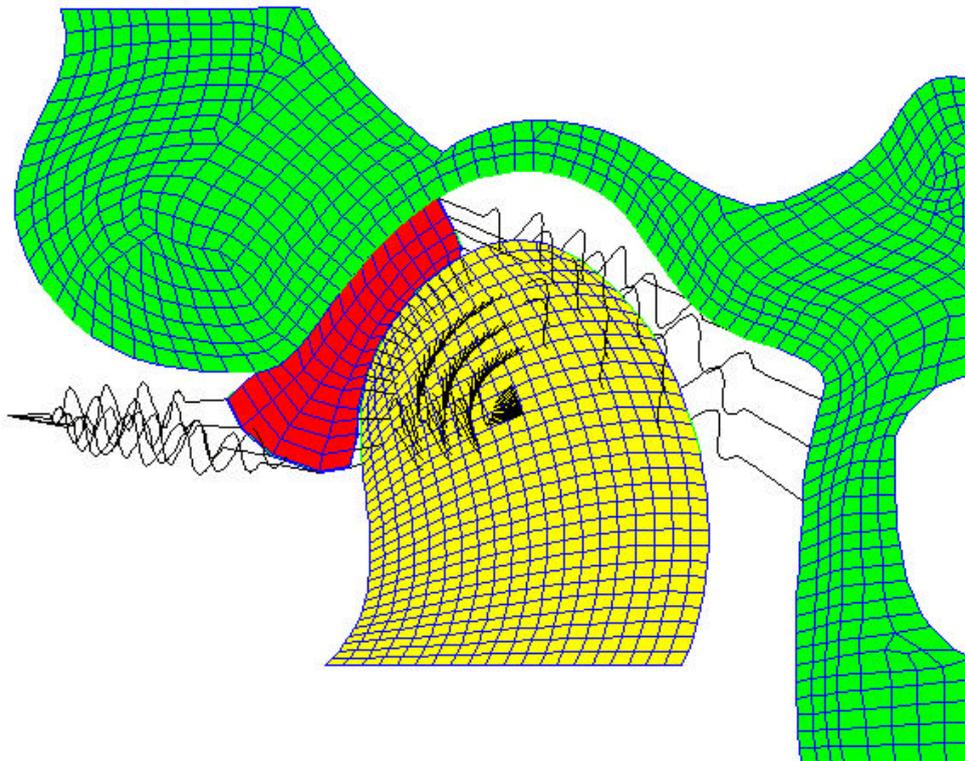


Figura 6. Modelo de elementos finitos caso patológico

trodujo un desplazamiento impuesto tratando de imitar el movimiento en vivo observado en dos sujetos con dentición normal y sin patologías aparentes (Figura 5). El movimiento se introdujo en el modelo como entrada, especificando la posición de la esquina inferior izquierda de la parte modelada de la mandíbula y aplicando una fuerza vertical constante de 0.2 N en la esquina inferior derecha [15]. Al final del cálculo el desplazamiento total del nodo de la esquina inferior izquierda fue de 9 mm horizontalmente y de -3.8 mm en la dirección vertical. El disco se desplazó solamente de forma pasiva debido a los contactos con el cóndilo mandibular y el hueso temporal y la sujeción de los ligamentos incluidos.

Para el caso de la simulación del comportamiento poroelástico se introdujeron condiciones de drenaje en todo el contorno del disco articular, de modo que el líquido sinovial pudiera penetrar dentro de la matriz sólida.

Este trabajo no sólo simula la cinemática de la apertura normal de la boca, sino que también proporciona una idea cualitativa de cómo varía la distribución tensional en el proceso de apertura.

Tal como se ha indicado en la Introducción, se realizaron distintas simulaciones incorporando varios modelos de comportamiento para el disco. Así, se estudió el comportamiento del disco con un modelo de elasticidad lineal que sirvió para comparar los resultados con los de otros trabajos previos. Por otro lado, se introdujo el comportamiento bifásico basado en la formulación u-p de poroelasticidad [23], comparando los resultados obtenidos con el caso anterior, así como la evolución de la presión neutra a lo largo del movimiento de la articulación.

Por último, se introdujo la hiperelasticidad del disco articular utilizando un modelo hiperelástico

incompresible con una función densidad energía de deformación de Mooney-Rivlin [22] definida como: donde U es la función densidad energía de deformación, I_1 e I_2 son el primer y segundo invariantes de deformación, y C_1 y C_2 son las constantes del material determinadas por las curvas no lineales de tensión-deformación [13][9]. Se tomaron unas constantes para el disco articular de $C_1=27.91\text{MPa}$ y

$$U = C_1(I_1 - 3) + C_2(I_2 - 3)$$

$C_2=-20.81\text{MPa}$.

Finalmente, es conveniente indicar que, dependiendo de modelo de comportamiento considerado, se realizaron cálculos estáticos lineales para los modelos elástico e hiperelástico, y un análisis de consolidación (flujo de fluido acoplado con deformación de la matriz sólida) para el caso de poroelasticidad.

Modelo de elementos finitos caso patológico

Una de las patologías más frecuentes asociadas a la articulación temporomandibular es el desplazamiento anterior del disco. Se ha demostrado que el desplazamiento del disco y la osteoartritis ocurren simultáneamente. En la actualidad, la relación que existe entre ambas es muy discutida. La hipótesis más habitual identifica el desplazamiento del disco como causa de la osteoartritis [25].

En este trabajo, se ha planteado un modelo de ATM con esta patología teniendo en cuenta la posición desplazada del disco con respecto al cóndilo. El modelo de elementos finitos desarrollado obtenido a partir del correspondiente a la ATM sana se muestra en la Figura 6.

Las condiciones de contorno que se establecieron fueron exactamente las mismas que en el caso sano, es decir, se empotró el temporal, y se introdu-

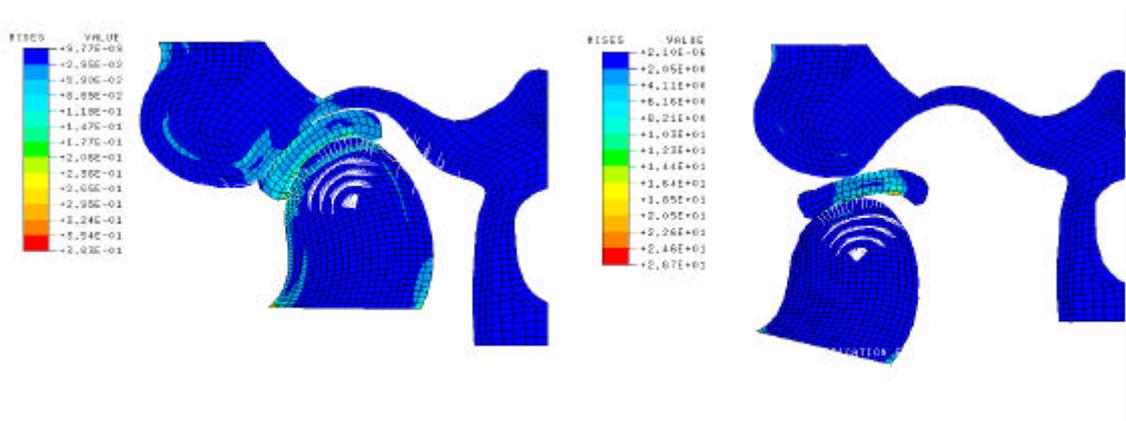


Figura 7. Distribución de tensiones de Von Mises (a) Comienzo de la simulación (b) Apertura de 10°

jo un desplazamiento impuesto y una carga a dos nudos concretos del cóndilo, simulándose el contacto en grandes desplazamientos como en el caso sano.

El movimiento de apertura considerado para todos los modelos aquí analizados no fue completo, ya que en estas disfunciones, el disco impide la total traslación del cóndilo por la superficie de la eminencia articular.

Resultados

Resultados de la articulación sana

El modelo inicial analizado, tal como se indicó, correspondió a un comportamiento elástico lineal del disco articular con un módulo de elasticidad promedio de 150 MPa y un coeficiente de Poisson de 0.4. Se obtuvo la distribución del nivel tensional en cada punto, identificando éste con la tensión de von Mises [26]. Según se aprecia en la Figura 7, se apreciaron tensiones irreales muy elevadas (9.28 MPa) en las zonas de aplicación de las cargas o

apoyos que, obviamente, corresponden a limitaciones del modelo al concentrar cargas en puntos individuales ficticios, siendo por tanto valores a desear.

También se observó cómo las tensiones son más bajas y están mejor distribuidas al principio del movimiento, con el cóndilo alojado en la fosa articular, aumentando según el cóndilo se desplazaba hacia la punta de la eminencia articular. De cualquier forma, la mayor parte del mismo se encontraba sometido a tensiones muy bajas en casi todo el disco, excepto en la zona central donde aparecían tensiones ostensiblemente más elevadas. Asimismo, en la Figura 7, se observa como el hueso cortical absorbe mucha más tensión (4.5 MPa) que el esponjoso (0.5 MPa), y como la tensión máxima de Von Mises en el disco se daba en la zona central y es de 5.9 MPa. Los valores de las tensiones principales en el disco articular se muestran en la Figura 8, siendo la tensión principal en dirección 1 de 7.93 MPa y en la dirección 2 de 3.22 MPa.

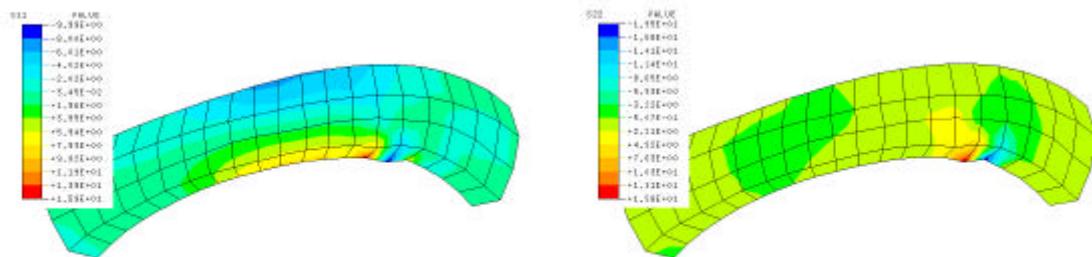


Figura 8. Distribución de tensiones caso elástico (a) Tensión S_{11} (b) Tensión S_{22}

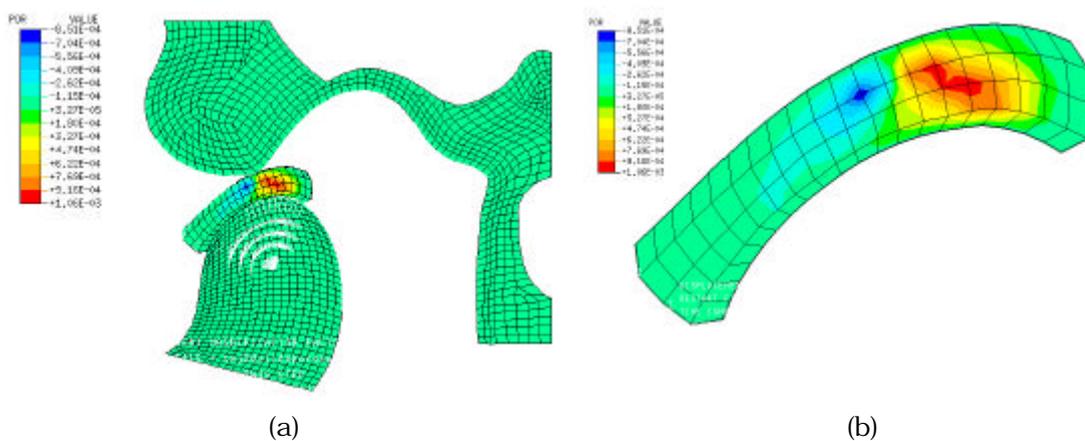


Figura 9. Distribución de presiones (a) Modelo completo (b)Detalle de presiones en el disco

Una vez analizado este primer modelo se modificó el comportamiento del disco articular considerando ahora un comportamiento bifásico para el mismo, realizándose un análisis de difusión del líquido intersticial en el cartílago. La porosidad considerada fue de 0.2, la permeabilidad $2.787 \cdot 10^{-10}$ m/s y la densidad del líquido de $9.81 \cdot 10^3$ N/mm² [22], permitiendo el drenaje en toda la superficie articular, excepto en las zonas de contacto en cada momento.

Las tensiones de Von Mises obtenidas fueron del mismo orden que las obtenidas en el caso elástico (5.8 MPa), si bien con este modelo fue posible evaluar la distribución de presiones en el fluido durante la apertura de la boca. En la Figura 9 se observa cómo variaba esta presión y también cómo la máxima presión ($1.06 \cdot 10^{-3}$ MPa) se daba, como era esperable, en la zona de mayor compresión del disco articular.

Por último, y con objeto de un mejor modelado del comportamiento ante grandes deforma-

ciones, se consideró un tercer comportamiento hiperelástico para el disco articular. Como las deformaciones nominales en este tejido se mantienen siempre por debajo del 6%, se utilizó un modelo de Mooney-Rivlin, con constantes $C_1=27.91$ MPa y $C_2=-20.81$ MPa [7]. En este caso, el disco se discretizó con elementos de deformación plana isoparamétricos híbridos incompresibles [27]. En la Figura 10 se muestran las tensiones obtenidas en este caso, observándose que las tensiones en las dos direcciones principales fueron del mismo orden. Con la introducción de un modelo hiperelástico, se obtiene una tensión en la dirección principal 1 de 6.79 MPa y una tensión en la dirección principal 2 de 3.88 MPa, mientras que las tensiones tangenciales en este caso fueron nulas.

Resultados de la articulación patológica

Durante la simulación, no fue posible reproducir el movimiento de apertura de la boca completo de-

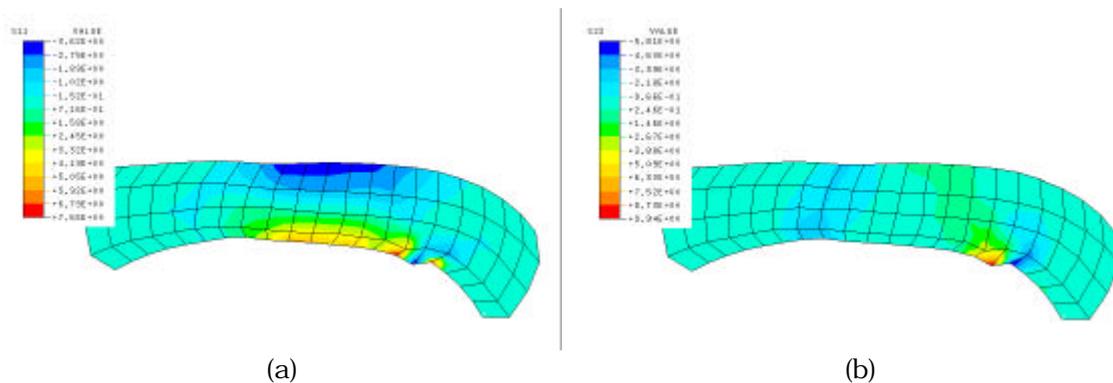


Figura 10. Distribución de tensiones caso hiperelástico (a) Tensión S_{11} (b) Tensión S_{22}

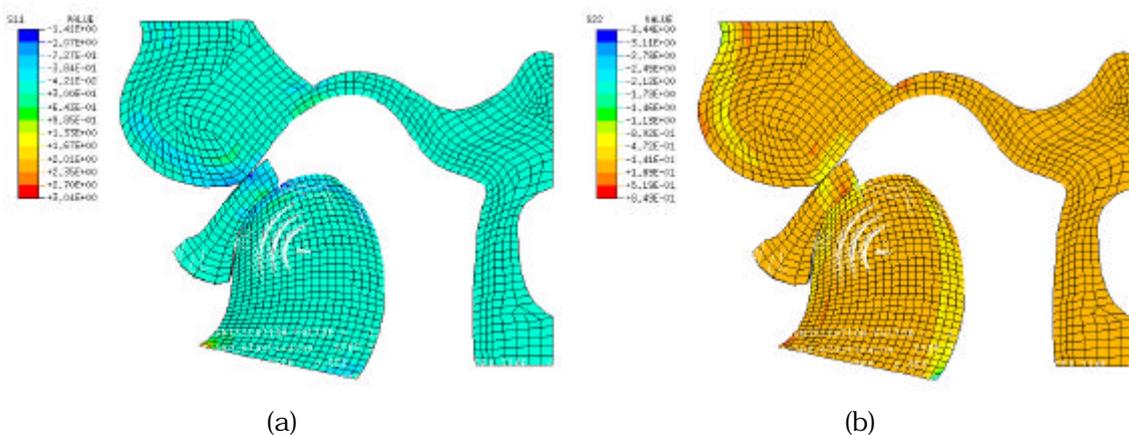


Figura 11. Movimiento de apertura de la boca caso patológico (a) Tensión S_{11} (b) Tensión S_{22}

bido a que a partir de una determinada posición del disco, éste impedía que el cóndilo se trasladase (Figura 11).

Como en el caso anterior, primero se consideró un comportamiento elástico lineal para el disco articular (Figura 12).

En el caso patológico aparecieron tensiones de tracción y de compresión, así como tensiones tangenciales (2.04 MPa) que pueden provocar daño

en la matriz, ya que la red de colágeno sólo puede absorber pequeños valores de estas tensiones tangenciales, deshilachándose y rompiéndose.

Si ahora se estudia la influencia del comportamiento bifásico en el disco articular, se obtuvieron, según se muestra en la Figura 13, presiones en el líquido del orden de 0.102 MPa. Las tensiones principales fueron similares al caso elástico, la tensión principal en la dirección 1 fue de 1.91 MPa frente a

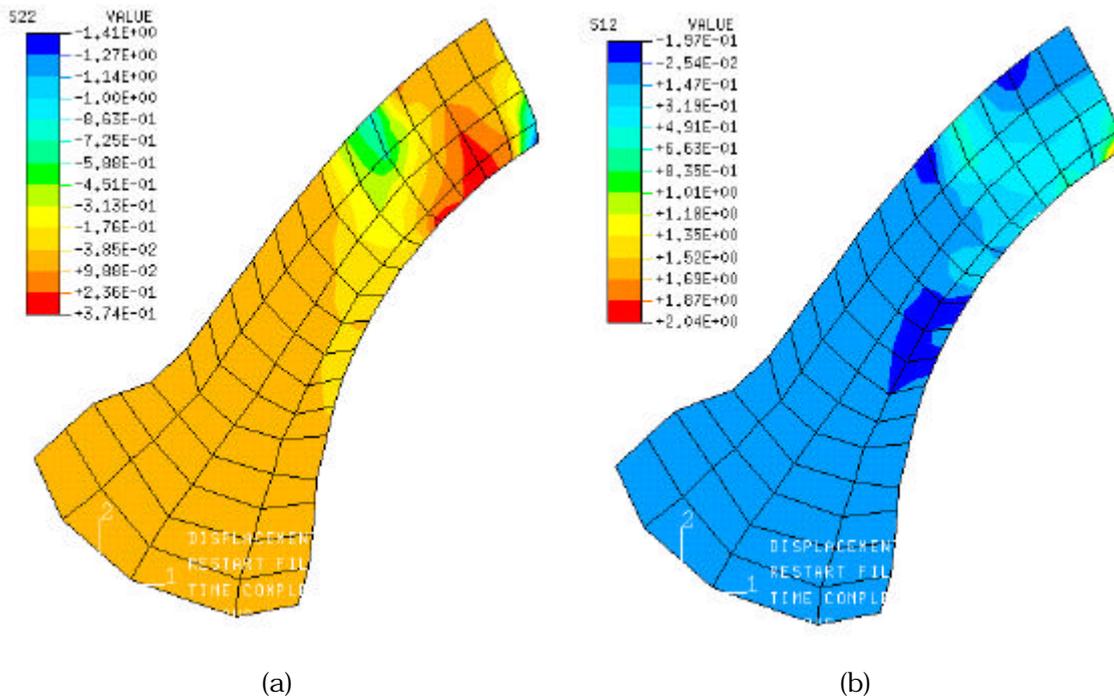


Figura 12. Distribución de tensiones en el caso elástico (a) Tensión S_{22} (b) Tensión S_{12}

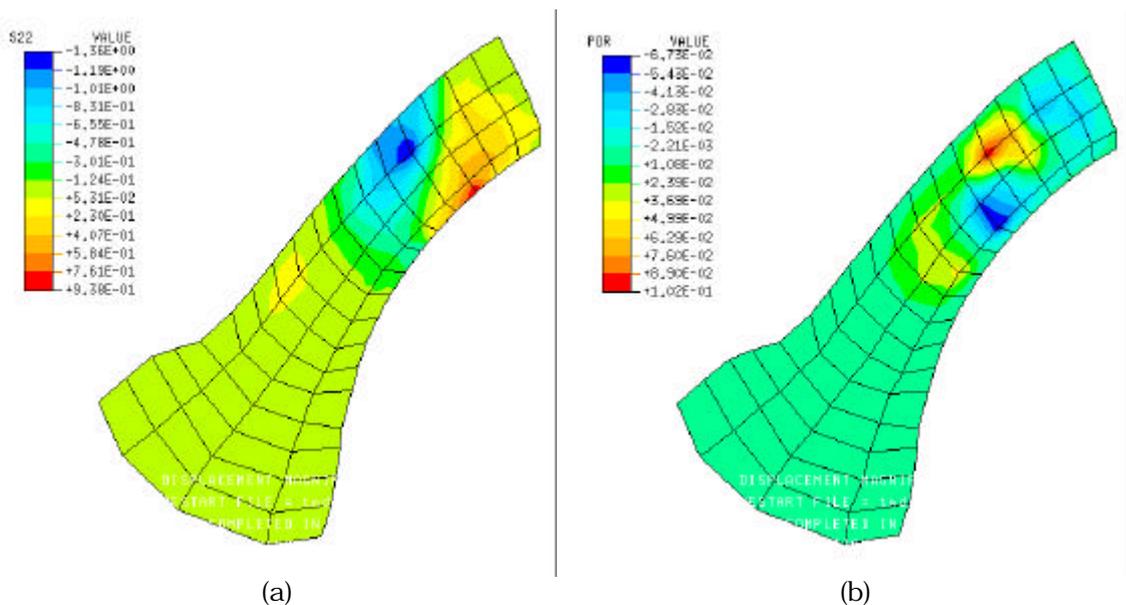


Figura 13. Disco articular con comportamiento poroelástico (a) Tensiones S_{22} (b) Presión neutra

los 1.41 MPa del caso elástico, y la tensión principal en la dirección 2 fue de 1.36 MPa frente a los 1.41 MPa del elástico.

Se introdujo igualmente un comportamiento hiperelástico obteniéndose los resultados mostrados en la Figura. 14, las tensiones principales fueron del mismo orden ($S_{11}=1.72$ MPa, $S_{22}=1.53$ MPa, $S_{12}=1.47$ MPa).

Discusión

Se ha observado cómo en el caso patológico (desplazamiento anterior del disco) el movimiento de apertura de la boca reproducible no es completo. Este resultado se apoya en la experiencia clínica, puesto que los pacientes que tienen este tipo de patología no pueden abrir completamente la boca sin luxación de la mandíbula. Esta luxación produce un daño progresivo de la matriz sólida del cartílago provocando su degeneración paulatina.

Si se compara el estado tensional del caso patológico con el caso sano se observa que así como en el caso sano toda la zona central del disco está a compresión, en el caso patológico aparecen también tensiones de tracción y tangenciales. La consecuencia de ello es la rotura progresiva de la red de fibras de colágeno deshilachándose y produciendo el desgaste de este tejido.

Se ha observado también cómo la consideración de un comportamiento bifásico permite estudiar ambas fases (líquido y sólido) por separado. Si se compara el estado patológico con el sano se obser-

va que las presiones en el líquido son bastante mayores en el primero de ellos para el mismo punto de apertura de la boca, debido a que el nivel de deformación es mucho mayor en el caso de disfunción del disco. Este mayor nivel de presión dificulta la entrada del líquido intersticial en la matriz sólida favoreciendo la aparición de necrosis.

Se concluye también de los resultados anteriores que en el modelo elástico, tanto en el modelo sano como en el patológico, las tensiones de tracción y tangenciales son prácticamente nulas, mientras que los comportamientos bifásico e hiperelástico no lo son. Ello es debido a que la condición de incompresibilidad volumétrica asociada al fluido en el caso bifásico y la intrínsecamente asociada al material hiperelástico modifica el estado tensional de forma apreciable incrementando la rigidez adicional y favoreciendo el incremento de tales tensiones.

Asimismo, se deduce que en el caso patológico las tensiones son mucho más elevadas cuando se considera un comportamiento hiperelástico frente al elástico, a diferencia de lo que ocurre en el caso de la ATM sana en el que ambos niveles son muy similares. Esto es debido a que el nivel de deformación en el disco en el caso patológico es muy superior por lo que un modelo elástico da unos resultados muy pobres en cuanto a precisión, haciéndose necesaria la introducción de modelos de comportamiento más adaptados a grandes deformaciones como el hiperelástico.

La diferencia de resultados entre los diferentes

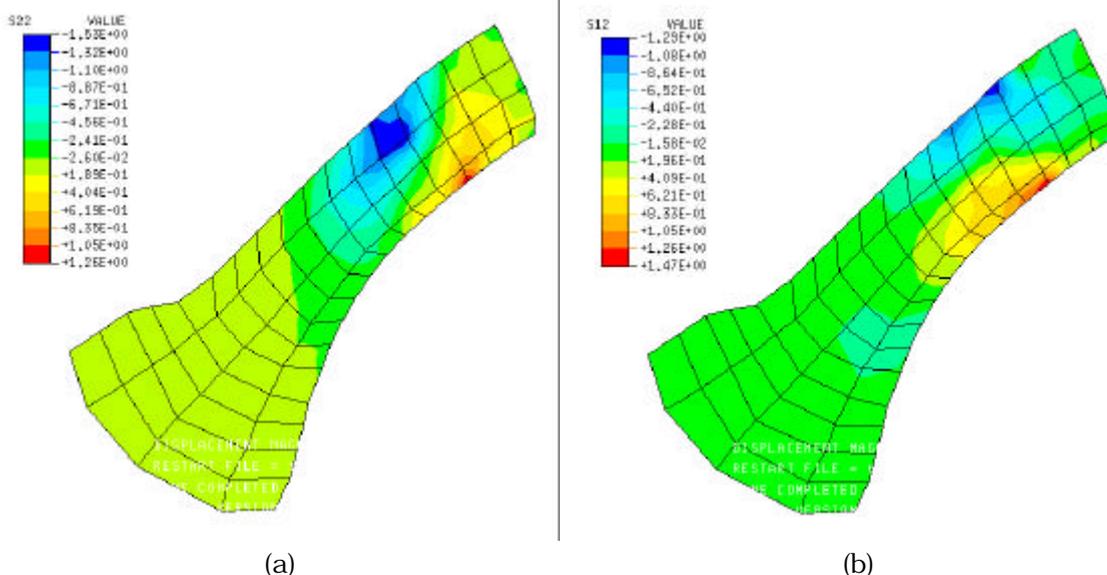


Figura 14. Distribución de tensiones en el caso hiperelástico (a) Tensión S_{22} (b) Tensión S_{12}

modelos de comportamiento se visualiza en las Figuras 15 y 16, donde se muestran las deformaciones principales del disco tanto en el caso sano como en el caso patológico. Se observa cómo las deformaciones en las direcciones principales son muy pare-

cidas en el caso bifásico e hiperelástico, siendo sensiblemente diferentes a las del caso elástico.

Se aprecia, sin embargo, un comportamiento diferente para las deformaciones positivas y negativas, de forma que, para las deformaciones princi-

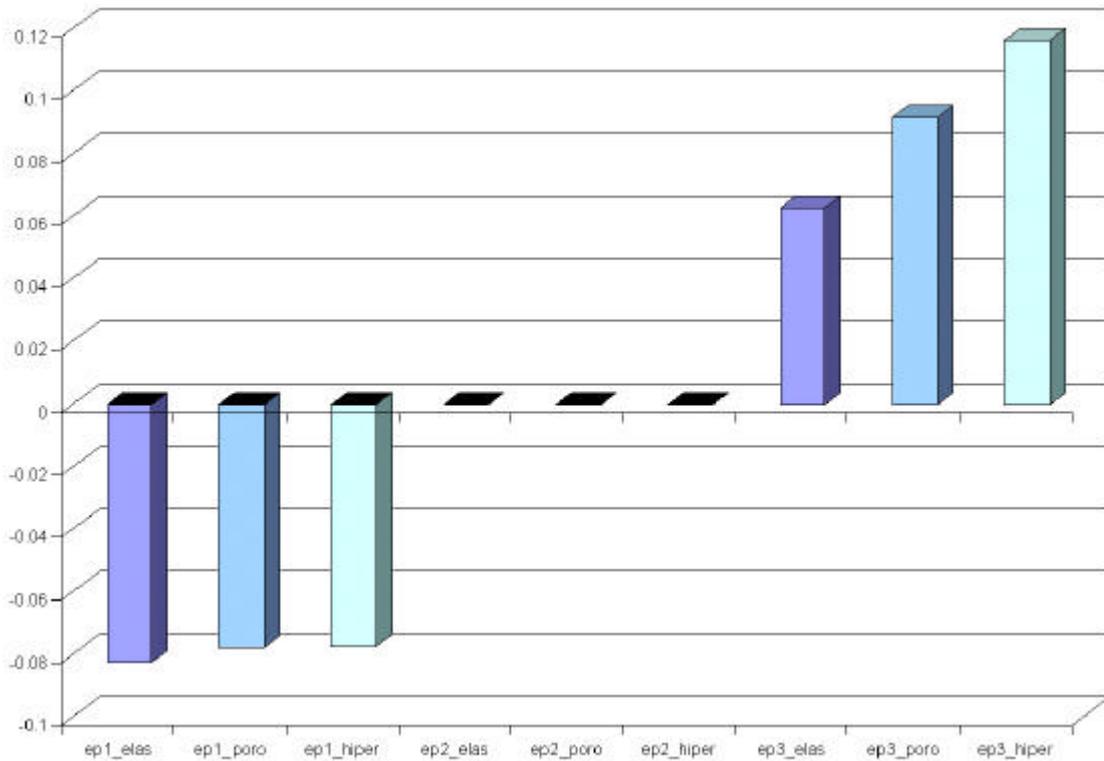


Figura 15. Deformaciones principales en el disco articular en el caso sano.

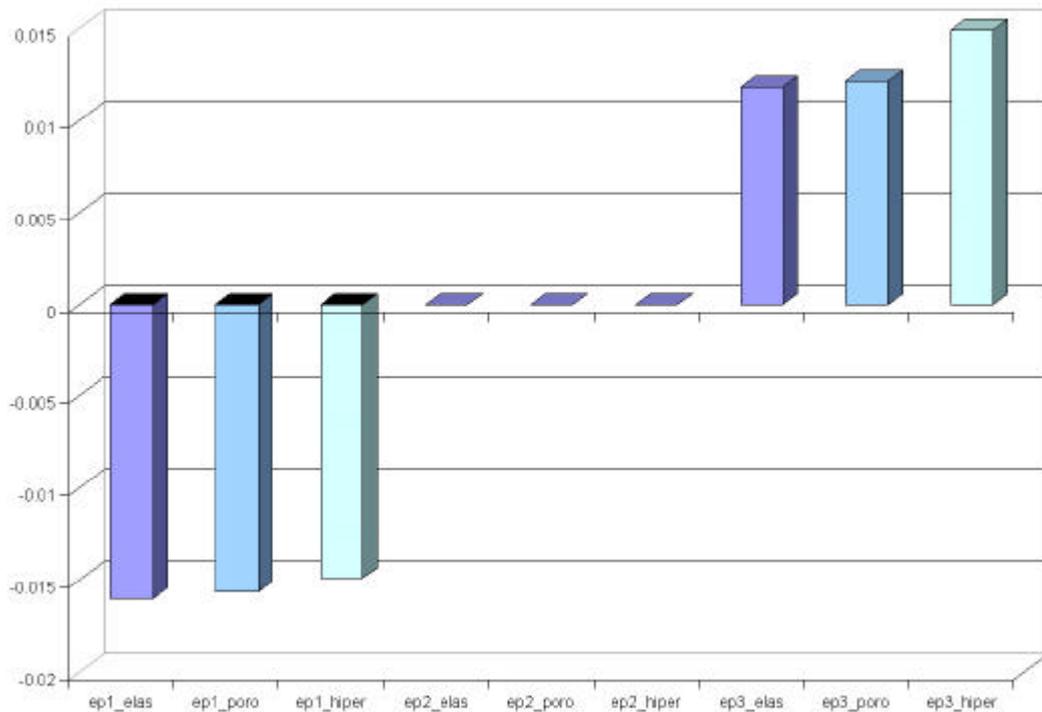


Figura 16. Deformaciones principales en el disco articular en el caso patológico.

pales mayores, es decir, para disco traccionado, las deformaciones son superiores en el caso hiperelástico, puesto que en situación de tracción éste es menos rígido que el elástico. Por el contrario, en compresión un material hiperelástico incompresible es ostensiblemente más rígido que uno elástico, por lo que las deformaciones obtenidas son menores. Algo análogo sucede para el comportamiento bifásico ya que previo a la difusión del fluido hacia el exterior, la fase líquida soporta toda la carga como material incompresible, de ahí que las deformaciones también sean menores que las elásticas.

En el caso patológico se produce prácticamente el mismo efecto que en el caso sano, con la diferencia de que, en este caso, la contribución del modelo hiperelástico es mayor debido a que el nivel de deformación en el disco es superior que en el caso sano.

Conclusiones

En la actualidad, la incorporación de las simulaciones por elementos finitos en el mundo de la Biomecánica ha supuesto una revolución en este campo. El método de los elementos finitos es una herramienta útil y potente que permite el estudio de sistemas biológicos con coste reducido en comparación con el análisis experimental de especímenes reales.

Debido a la complejidad de la articulación modelizada uno de los mayores problemas encontrados para la simulación, ha sido la definición de la geometría de los huesos, del disco y de los ligamentos. Se ha tenido una especial dificultad en situar las inserciones de los ligamentos y el valor de las cargas que estos transmiten a los huesos y al disco.

A pesar de las limitaciones anteriormente indicadas se debe destacar que los resultados obtenidos, a nivel cualitativo, reflejan de manera adecuada el comportamiento real de la articulación tanto para el caso sano como patológico habiendo sido contrastados con la experiencia clínica, y por ello, son de gran utilidad para comprender el movimiento de los distintos elementos que componen esta articulación y los estados tensionales a los cuales se encuentran sometidos.

En el campo de la biomecánica y en el de la ingeniería en general es necesario y muy importante utilizar modelos de comportamiento que den resultados correctos para poder aplicarlos en diversidad de campos, como puede ser el diagnóstico, di-

seño de prótesis, prevención de daños, etc. Por ello, en este trabajo se han considerado tres modelos de comportamiento diferentes. Todos ellos son correctos para el análisis realizado, pero para una más real modelización del comportamiento del disco habría que combinar una formulación de poroelasticidad para caracterizar su componente bifásica, con una formulación hiperelástica con fibras para simular tanto su comportamiento en grandes deformaciones como la orientación preferencial de las fibras de colágeno.

En este trabajo se ha demostrado la utilidad del desarrollo de un modelo de elementos finitos bidimensional para el estudio de la compleja biomecánica de esta articulación, pero para realizar un estudio completo del comportamiento de la articulación y de los niveles tensionales producidos en la mandíbula, temporal o disco sería necesario realizar un estudio tridimensional del problema.

Agradecimientos

Proyecto CYCIT DPI2000-1269-C02-01 Diseño y fabricación de prototipos de prótesis personalizadas para la articulación temporomandibular mediante técnicas combinadas de simulación quirúrgica virtual y prototipado rápido.

Bibliografía

1. **Burton H. Goldstein.** Temporomandibular Disorders. A review of current understanding. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 88:379-85, 1999
2. **DeLany J.** Temporomandibular dysfunction. *Journal of Bodywork and Movement therapies* 1(4), 198-214, 1997
3. **Osborn J. W.** The disc of the human temporomandibular joint: design, function and failure. *Journal of Oral Rehabilitation*, 12:279-293, 1985
4. **Wetesson P-L.** The diagnosis of temporomandibular joint disorders by imaging techniques. In: Bell W.H. (Ed.). *Modern practice in Orthognathic and Reconstructive Surgery*. Philadelphia: WB Saunders Co. 1992, p: 482-521
5. **Rayne J.** Functional anatomy of the temporomandibular joint. *Br J Oral Maxillofac Surgery* 1987; 25:92-99
6. **Fricton J.R., Schiffman E.L.,** Epidemiology of temporomandibular disorders. In: Fricton JR, Dubner R (Eds) *Orofacial pain and Temporomandibular Disorders*. New York: Raven Press, 1995, p:1-14.
7. **Beek M., Aarnts M. P.** Dynamic Properties of the

- Human Temporomandibular Joint Disc J Dent Res 80(3): 876-880,2001
8. **Huang C.Y., Mow V. C.,** The Role of Flow Independent Viscoelasticity in the Biphasic Tensile and Compressive Responses of Articular Cartilage. Transactions of the ASME, Vol. 123, 2001
 9. **Tanaka E.** Viscoelastic properties of the human temporomandibular joint disc in patients with internal derangement. J. Oral Maxillofac Surg 58: 997-1002, 2000
 10. **Tanne K., Tanaka E.** The elastic modulus of the Temporomandibular Joint Discs from Adult Dogs. J Dent Res 70(12): 1545-1548, 1991
 11. **Gross A., Bumann A.** Elastic fibers in the human temporo-mandibular joint disc. Int. J. Oral Maxillofac. Surg ; 28: 464-468, 1999
 12. **Shengyi T., Yingua X.** Biomechanical properties and collagen fiber orientation of TMJ discs in dogs: Part 1. Gross Anatomy and collagen Fiber Orientation of the Discs. Journal of Craniomandibular Disorders: Facial & Oral Pain 5:28-34, 1991
 13. **Shengyi T., Yingua X.** Biomechanical Properties and Collagen Fiber Orientation of Temporomandibular Joint Discs in Dogs: Part 2. Tensile Mechanical Properties of the Discs. J. Craniomandib Disord Facial Oral Pain 5: 107-114, 1991
 14. **Chen J., Xu L.** A Finite Element Analysis of the Human Temporomandibular Joint., Journal of Biomechanical Engineering, Vol 116, 1994
 15. **DeVocht J. W., Goel V. K.** «A study of the control of Disc Movement Within the Temporomandibular Joint Using the Finite Element Technique.» J. Oral Maxillofacial Surgery 54:1431-1437, 1996
 16. **Chen J., Akyuz U., Xu L., Piparti R. M. V.** Stress analysis of the human temporomandibular joint. Medical Engineering & Physics 20:565-572, 1998
 17. **Bachrach N. M., Mow V. C., Guilak F.** Incompressibility of the solid matrix of articular cartilage under high hydrostatic pressures. Journal of Biomechanics, 31: 445-451, 1998
 18. **Weiss J. A., Maker B. N.** Finite Element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity. Comput Methods Appl. Mech Engrg 135:107-128, 1996
 19. **Mukherjee M., Wayne J. S.** Load Sharing Between solid and fluid phases in articular cartilage: I - Experimental Determination of in situ Mechanical Conditions in a porcine Knee. Transactions of the ASME, vol 120, October 1998
 20. **Mukherjee M., Wayne J. S.** Load Sharing Between solid and fluid phases in articular cartilage: II Comparison of Experimental Results and u-p Finite Element Predictions., Transactions of the ASME, vol 120, October 1998
 21. **Wayne J. S., Woo S. L-Y., Kwan M. K.** Application of the up Finite Element Method to the study of Articular cartilage. Journal of Biomechanical Engineering, November 1991, Vol. 113
 22. **Wu J. C., Herzog W., Epstein M.** Evaluation of the finite element software ABAQUS for biomechanical modelling of biphasic tissues. Journal of Biomechanics 31 165-169, 1998
 23. **Zienkiewicz O. C., Shiomi T.** Dynamic Behaviour of Saturated Porous Media, The Generalized Biot Formulation and its Numerical Solution. International Journal of Numerical and Analytical Methods in Geomechanics Vol 8, 71-96, 1984
 24. **Hibbitt, Karlsson & Sorensen, Inc.,** ABAQUS V5.8. User's Manual Pawtucket, RI 02860-4847, 1994
 25. **Boudewijn Stegenga.** Osteoarthritis of the Temporomandibular Joint Organ and its Relationship to Disc Displacement. Journal of Orofacial Pain, Volume 15, Number 3, 2001
 26. **Doblaré M., Gracia L.** Fundamentos de la elasticidad lineal. Editorial Síntesis. Madrid 1998
 27. **Zienkiewicz O. C., Taylor R. L.** The Finite Element Method. Volume 2. Solid Mechanics, 2000