

CARACTERIZACIÓN VISCOELÁSTICA DEL DISCO DE LA ARTICULACIÓN TÉMPOROMANDIBULAR DE BOVINOS

P. Fernández Fernández, M.J. Lamela Rey, A. Fernández Canteli

Departamento de Construcción e Ingeniería de Fabricación. EPS Ingeniería de Gijón.
Campus de Viesques. 33203 Gijón.
e-mail: mjesuslr@uniovi.es

RESUMEN

En el presente artículo se pretende definir un modelo biomecánico representativo del comportamiento viscoelástico del material del disco de la articulación témporomandibular (ATM) de bovinos, con el fin de analizar los posibles desórdenes de funcionamiento en la ATM humana. Dado que las propiedades mecánicas del disco varían en función de diferentes factores, este estudio se centra en la evaluación de la respuesta viscoelástica del disco bajo compresión en ensayos de relajación de tensiones, fluencia y carga cíclica, utilizando un equipamiento que permite simular las condiciones reales de trabajo del material en medio líquido y a 37 °C de temperatura. Para ello, mediante series de Prony, se proponen modelos generalizados de Maxwell y Kelvin de ocho términos para el ajuste de los datos obtenidos en los ensayos de relajación y fluencia.

ABSTRACT

The aim of this paper is to find out a biomechanical model for the viscoelastic behaviour of the material of the bovine temporomandibular joint (TMJ) disc, in order to analyze several possible disorders in the human TMJ. Since the mechanical properties of the disc change due to different factors, this study is focussed to evaluate its viscoelastic response under compression in stress-relaxation, creep and cycling loading tests, using an equipment that allows us to simulate the real function conditions of the material in a liquid medium at 37 °C of temperature. In order to fit the data obtained from the relaxation and creep tests, generalized Maxwell and Kelvin models of eight terms are proposed, using Prony's series.

PALABRAS CLAVE: Biomecánica, Viscoelasticidad, Programas experimentales.

1. INTRODUCCIÓN

Las articulaciones témporomandibulares (ATMs) están situadas justo delante de los oídos, donde el maxilar inferior se conecta con el hueso temporal del cráneo, tal como se indica en la figura 1. Los ligamentos, tendones y músculos que sostienen estas articulaciones garantizan el amplio conjunto de movimientos de la mandíbula.

La ATM es la articulación más compleja del cuerpo humano, puesto que permite realizar movimientos de apertura y cierre, lateralidad, protrusión y retrusión mandibular, combinando rotaciones y traslaciones. Por ello, especialmente durante la masticación o en parafunciones como el bruxismo, la sollicitación en sus componentes puede alcanzar valores altos de cargas. A esto se añade la repetitividad de estas sollicitaciones a todo lo largo de la vida del individuo.

Se puede estimar que un 30% de la población está en mayor o menor grado afectada de disfunciones en la articulación de la mandíbula. Según se puede constatar en la bibliografía especializada, la mayor parte de los estudios realizados sobre la ATM se han centrado en

una perspectiva estática, debido posiblemente a la complejidad que conlleva el modelado numérico de la dinámica de esta articulación, tanto en humanos como en animales [1] y [2].

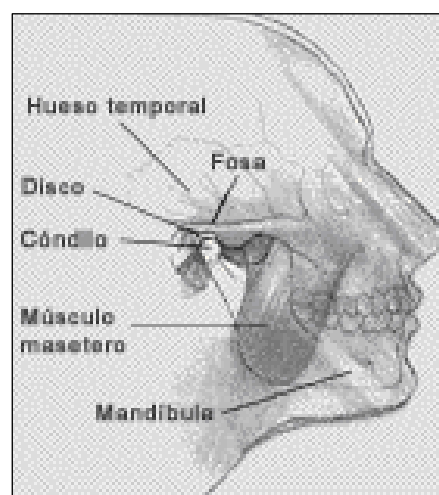


Figura 1. Localización y componentes de la articulación témporomandibular.

Aunque aún no está totalmente resuelto el análisis de la distribución de esfuerzos y deformaciones en la ATM bajo distintas sollicitaciones, los resultados obtenidos en investigaciones biomecánicas previas aportan un buen conocimiento del comportamiento de la ATM durante su funcionamiento normal y anómalo, así como del papel que desempeñan el disco y el resto de los componentes de la articulación [3] y [4].

Desde el punto de vista patológico, tampoco está plenamente probada la evolución de la degradación de la ATM, pero ésta parece responder básicamente a una alteración funcional del disco articular. Por lo tanto, desde un enfoque de análisis numérico o experimental, el disco articular debe recibir una atención preferente, por ser el elemento clave en la transmisión y disipación de fuerzas y por jugar un papel primordial en la aparición de luxaciones, al permitir desplazamientos del cóndilo mandibular fuera de su posición de referencia o de descanso [5] y [6].

Histológicamente, el material del disco de la ATM es un fibrocartilago, similar al menisco de la rodilla, que está constituido por un fluido viscoso y una malla de fibras de colágeno con proteoglicanos intersticiales. De esta forma, mientras las fibras de colágeno aportan elasticidad al disco, los proteoglicanos aumentan su resistencia, especialmente a compresión [7]. A su vez, la microporosidad de la estructura molecular del conjunto permite que el fluido, formado principalmente por agua, tenga movilidad dentro y a través del material [8].

Como se puede apreciar en la figura 2, el disco de la ATM es de forma aproximadamente oval y presenta un espesor variable según las diferentes zonas. Sus porciones más gruesas son las que se sitúan en la zona central (almohadilla retrodiscal) y en las bandas anterior y posterior. Existen estudios que demuestran la correlación entre las características mecánicas de las diferentes zonas y la distribución de sus constituyentes, determinando la dirección medio-lateral (M-L) como la más influyente en la actividad funcional del disco [9].

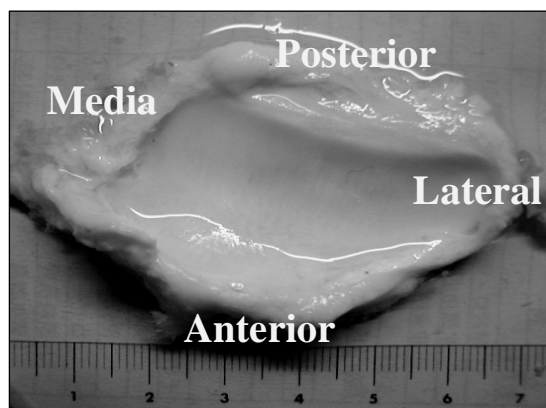


Figura 2. Imagen de un disco de la ATM de vaca con indicación de sus zonas más representativas.

2. PROGRAMA EXPERIMENTAL

Ante la imposibilidad de contar con un número suficiente de discos de ATM humana, el programa experimental se realizó con discos de bovino, en particular de vaca que, aunque de mayores dimensiones, presentan una forma y composición similar a los discos humanos.

Para asegurar la conservación del material, una vez extraídos cada par de discos de un animal, se congelaron sumergidos en solución salina dentro de recipientes herméticos. Asimismo, antes de cada ensayo, se cortaron y prepararon las muestras con el material parcialmente congelado para después proceder a su total descongelación.

Al no tener registrada la edad de los animales, no fue posible asegurar la homogeneidad de esta variable en los discos de vaca suministrados. Esto añadió dispersión en los resultados obtenidos, debido a la variación de las propiedades mecánicas del disco articular con el envejecimiento del material [10].

El equipamiento de laboratorio utilizado fue un Analizador Dinamomecánico DMA RSA3 de la empresa TA Instruments, que permite la realización de ensayos en seco y en medio líquido a diferentes temperaturas. En este trabajo los ensayos se realizaron con la muestra inmersa en suero salino y a una temperatura controlada de 37 °C, tratando de simular las condiciones reales de trabajo del disco en el cuerpo humano.

Además, para evitar la desecación del material durante los ensayos, que podría propiciar resultados erróneos, se diseñó y construyó un accesorio especial de plástico, adaptado al utillaje y al horno del equipo, tal como se muestra en la figura 3.

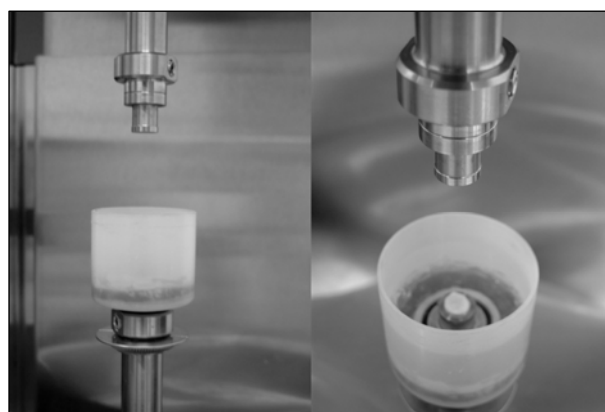


Figura 3. Accesorio adaptado al equipo DMA RS3 para la realización de ensayos en medio líquido.

A pesar de que teóricamente los ensayos viscoelásticos de relajación de tensiones, fluencia y carga cíclica conducen a parámetros equivalentes, convertibles entre sí, la transformación entre ellos suele presentar algunas

discrepancias. Por tal razón y atendiendo a que la sollicitación real en la ATM parece responder más al caso de carga cíclica, en el programa experimental de este artículo se abarcaron los tres tipos de ensayos bajo sollicitación de compresión.

Como descripción general de cada tipo de ensayo, cabe recordar que el ensayo de relajación proporciona la tensión en función del tiempo al imponer una deformación constante en el material, que el ensayo de fluencia suministra la deformación producida en función del tiempo al aplicar una tensión constante en el material y que el ensayo de carga cíclica mide la tensión o deformación producidas en el material al aplicar una deformación o tensión senoidal, respectivamente.

2.1 Ensayos de relajación de tensiones

Como ya se comentó anteriormente, al ser la dirección medio-lateral (M-L) la más representativa en la actividad funcional del disco, a lo largo de esta orientación se extrajeron cuatro muestras circulares de 8 milímetros de diámetro en cada unidad mediante un sacabocados, ver figura 4.

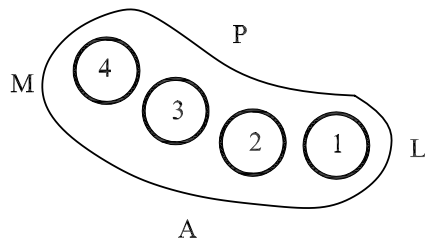


Figura 4. Localización de las muestras para los ensayos de relajación de tensiones y fluencia.

Con el fin de determinar la variación local y la dependencia del material con la deformación inicial impuesta, ϵ_0 , se ensayaron varias muestras por zona, aplicando cuatro niveles de deformación correspondientes al 10, 15, 20 y 25%.

A partir de los resultados obtenidos para el módulo de relajación a compresión, $E(t)$, tal como muestra a modo de ejemplo la figura 5 para una deformación del 15%, se observa una respuesta diferenciada del material según la zona del disco, ratificando la variación local de sus propiedades mecánicas.

Asimismo, en la figura 6, que representa el valor medio de $E(t)$ para todas las zonas del disco, se pone de manifiesto la influencia de la deformación impuesta y la no-linealidad del material [11].

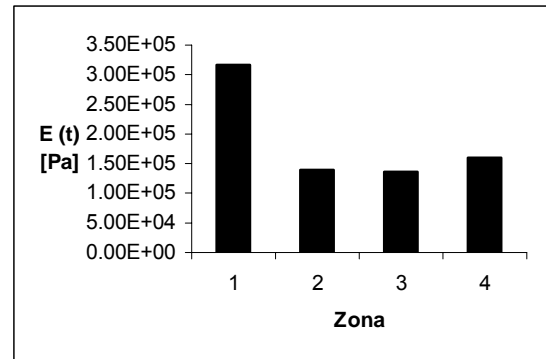


Figura 5. Valor medio del módulo de relajación a compresión, $E(t)$, según la zona para un $\epsilon_0 = 15\%$.

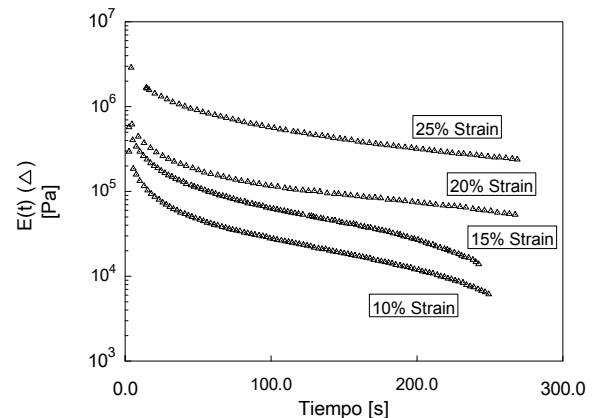


Figura 6. Representación del valor medio del módulo de relajación a compresión, $E(t)$, según ϵ_0 .

2.2 Ensayos de fluencia

En general, es difícil realizar la experimentación a fluencia propiamente dicha, es decir, a tensión constante, debido a los cambios inevitables de sección de las probetas durante el ensayo, por lo que, en su defecto, se suelen realizar ensayos a carga constante.

Al igual que en los ensayos de relajación, ver figura 4, se cortaron muestras de 8 milímetros de diámetro a lo largo de la dirección M-L de cada disco de vaca ensayado, utilizando un sacabocados. Posteriormente, se realizaron series de ensayos por cada zona, manteniendo una carga de compresión de 500 gr durante 1200 segundos.

A pesar de la dispersión de los resultados, que entre otras razones es achacable a la utilización de discos de animales de diferentes edades, tal como indica la figura 7, se mantiene la misma tendencia en las curvas de deformación para las cuatro zonas del disco ensayadas, pudiendo constatar que las zonas centrales tienen menor rigidez que las zona lateral y media.

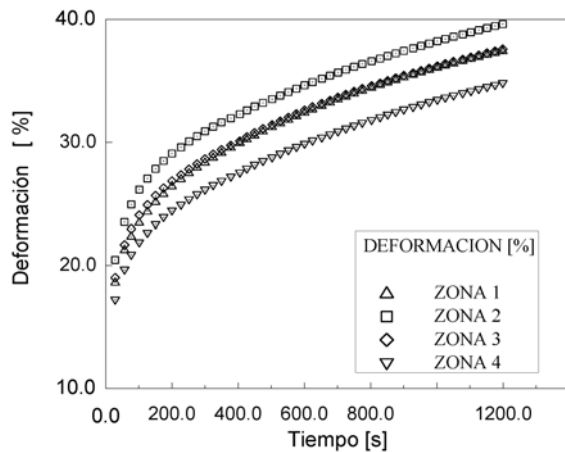


Figura 7. Curvas de deformación a fluencia para una compresión constante de 500 gr, según la zona.

2.3 Ensayos de carga cíclica

En el ensayo de carga cíclica se utiliza el módulo complejo E^* , como medida global de la resistencia del material a la deformación. Este módulo está formado por dos componentes, E' y E'' , siendo E' el módulo de acumulación o componente real y E'' el módulo de pérdida o componente imaginaria.

En este tipo de ensayos, en control de deformación, la amplitud o la frecuencia de la carga pueden ser modificadas, lo que permite realizar distintas series de ensayos y observar el comportamiento del disco bajo distintos parámetros. Para evitar el despegue de los platos, se hace necesaria la aplicación de una precarga, que asegure una deformación mayor que la amplitud de deformación del ciclo impuesto en el ensayo.

En la experimentación con carga cíclica de compresión presentada en este artículo, según lo indicado en la figura 8, a lo largo de la dirección M-L del disco se cortaron cinco muestras de 6 mm de diámetro con un sacabocados y se realizaron distintos ensayos para frecuencias de 0,5 y 2 Hz, precargas de 500, 1000 y 1500 gr y porcentajes de deformación del 1 y 5% para analizar la variación del módulo de acumulación E' con estos parámetros y contrastar cuantitativamente estos resultados con los obtenidos en los ensayos de relajación y fluencia.

Como ejemplo de los resultados obtenidos, en la figura 9 se muestra la variación de E' según la localización de las muestras para un ensayo de carga cíclica de compresión con una precarga de 1500 gr, una frecuencia de 0,5 Hz y una deformación del 1%.

Como ocurrió previamente en los ensayos de relajación y de fluencia, a pesar de la dispersión de los resultados, se puede apreciar que en todos los ensayos de carga cíclica realizados se mantiene la tendencia de mayor rigidez en las zonas media y lateral del disco, frente a la

zona central. Asimismo, se constata que para la misma deformación aplicada, a mayor precarga corresponde una mayor rigidez del disco.

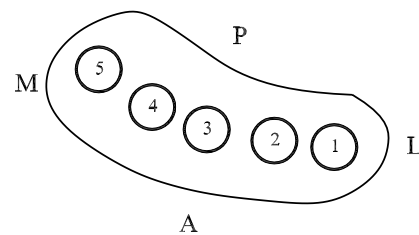


Figura 8. Localización de las muestras para los ensayos de carga cíclica.

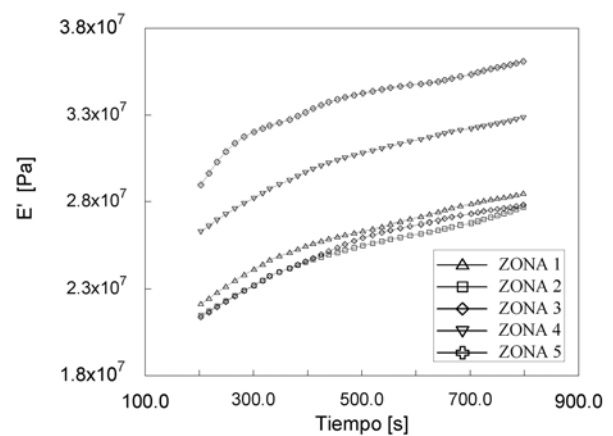


Figura 9. Variación local del módulo de acumulación E' para carga cíclica de compresión con precarga de 1500 gr, frecuencia de 0,5 Hz y deformación del 1%.

3. AJUSTE DE RESULTADOS

El software TA Orchestrator, instalado en el equipo de ensayos DMA RSA3 utilizado en la experimentación, ofrece la posibilidad de ajustar los datos mediante series de Prony, proporcionando la curva teórica y el coeficiente de correlación, r^2 , para comprobar la bondad del ajuste [12].

En este trabajo se aplicó el modelo de Maxwell generalizado, consistente en n elementos Maxwell actuando en paralelo, en el caso de relajación y el modelo de Kelvin generalizado, consistente en n elementos Kelvin actuando en serie, en el caso de fluencia, como muestran las figuras 10 y 11, [13].

De esta forma, utilizando series de Prony de ocho términos, se logró ajustar el conjunto de datos experimentales para las distintas deformaciones iniciales impuestas y las diferentes localizaciones del disco con un alto grado de correlación, como queda reflejado en las figuras 12 y 13, que muestran respectivamente los ajustes del valor medio del módulo

de relajación, $E(t)$, con $r^2 = 0,995$, y del módulo de fluencia, $J(t) = 1/E(t)$, con $r^2 = 0,985$.

Matemáticamente, el modelo generalizado de Maxwell, utilizado en el ajuste del módulo $E(t)$, se puede expresar mediante la relación:

$$E(t) = E_0 \left[1 - \sum_{i=1}^n e_i \left(1 - \exp\left(-\frac{t}{\tau_i}\right) \right) \right] \quad (1)$$

siendo, $e_i = \frac{E_{i-1} - E_i}{E_0}$ y $\tau_i = \frac{\eta_i}{E_i}$,

mientras que el modelo generalizado de Kelvin, utilizado para el ajuste del módulo $J(t)$, se expresa por:

$$J(t) = J_0 \left[1 + \sum_{i=1}^n j_i \left(1 - \exp\left(-\frac{t}{\tau_i}\right) \right) \right] \quad (2)$$

siendo, $j_i = \frac{J_i - J_{i-1}}{J_0}$ y $\tau_i = \frac{\eta_i}{E_i}$

El ajuste realizado para el conjunto de resultados resulta satisfactorio, pero debido a la no-linealidad manifiesta del material con la deformación, a la variación de rigidez en las diferentes localizaciones del disco y a la dispersión de datos experimentales, asociada a la falta de homogeneidad en la edad de las muestras, de momento, no es posible realizar una propuesta general de la ley de comportamiento del material [14].

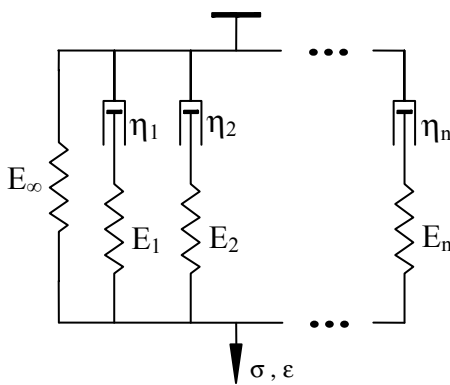


Figura 10. Modelo generalizado de Maxwell de n términos.

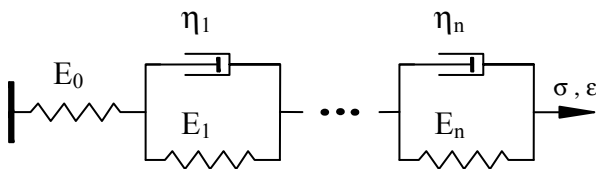


Figura 11: Modelo generalizado de Kelvin de n términos.

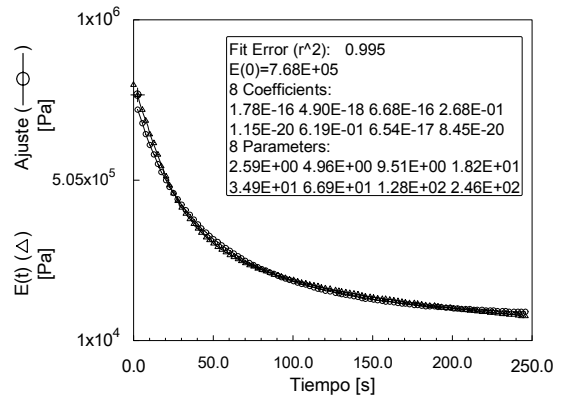


Figura 12. Ajuste del valor medio del módulo de relajación, $E(t)$, con series de Prony de ocho parámetros.

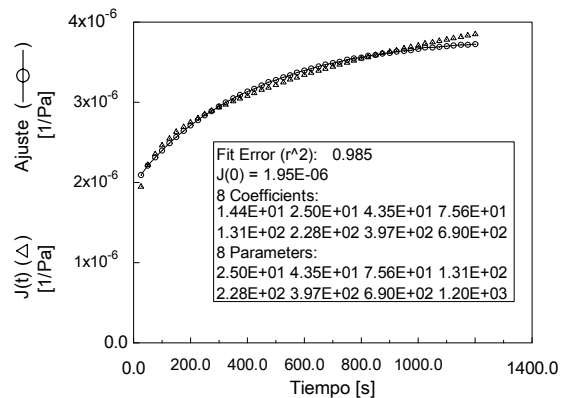


Figura 13. Ajuste del valor medio del módulo de fluencia, $J(t)$, con series de Prony de ocho parámetros.

4. CONCLUSIONES

A partir de los resultados obtenidos en los ensayos de caracterización viscoelástica realizados, se pueden concluir los siguientes puntos:

1. Se aprecia una variación local significativa en las propiedades mecánicas del material del disco, en especial, en las zonas más implicadas en su actividad funcional durante los movimientos mandibulares, que corresponden con la dirección medio-lateral (M-L).
2. Se constata que las zonas centrales del disco son menos rígidas que la zona lateral y media, siendo esta última la que presenta más rigidez. Asimismo se comprueba que los resultados entre los diferentes ensayos son coherentes.
3. Se confirma la esperada dependencia de las propiedades mecánicas del disco con el tiempo, característico de materiales viscoelásticos, pero también un comportamiento no-lineal en función del nivel de

tensión o deformación aplicados, que no queda recogido satisfactoriamente en los modelos generalizados de Maxwell y Kelvin utilizados.

4. Como consecuencia de lo anterior, se recomienda utilizar leyes locales de comportamiento del material del disco de la ATM en los modelos de simulación numérica, teniendo en cuenta el espesor real del disco en las distintas zonas y la presunta no-linealidad del material.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen el apoyo económico recibido del Plan Nacional de Investigación 2002, a través del proyecto subvencionado DPI2000-1269-C02.

REFERENCIAS

- [1] Detamore, M.S., Athanasiou, K.A., *Structure and Function of the Temporomandibular Joint Disc: Implication for Tissue Engineering*, J. Oral Maxillofacial Surgeons, 61, pp. 494-506, 2003.
- [2] Leader, J.K., Boston, J.R., Debski, R.E., Rudy, T.E., *Mandibular kinematics represented by a non-orthogonal floating axis joint coordinate system*, J. of Biomechanics, 36, pp. 275-281, 2003.
- [3] Chen, J., Akyuz, U., Xu, L., Pidaparti, R.M.V., *Stress Analysis of the Human Temporomandibular Joint*, Medical Engineering & Physics, 20, pp. 565-572, 1998.
- [4] Tanaka, E., van Eijden, T., *Biomechanical Behaviour of the Temporomandibular Joint Disc*, Critical Reviews in Oral Biology & Medicine, 14 (2), pp. 138-150, 2003.
- [5] Pérez del Palomar, A., Doblaré, M., *3D Finite Element Simulation of the Opening Movement of the Mandible in Healthy and Pathologic Situations*, J. of Biomechanical Engineering, 128, pp. 242-249, 2006.
- [6] Hirose, M., Tanaka, E., Tanaka, M., Fujita, R., Kuroda, Y., Yamano, E., van Eijden, T., Tanne, K., *Three-dimensional finite-element model of the human temporomandibular joint disc during prolonged clenching*, Eur. J. Oral Sci., 114, pp. 441-448, 2006.
- [7] Scapino, R.P., Obrez, A., Greising, D., *Organization and Function of the Collagen Fiber System in the Human Temporomandibular Joint Disk and its Attachments*, Cells Tissues Organs 182, pp. 201-225, 2006.
- [8] Pérez del Palomar, A., Doblaré, M., *The effect of collagen reinforcement in the behaviour of the temporomandibular joint disc*, J. of Biomechanics, 39, pp. 1075-1085, 2006.
- [9] del Pozo, R., Tanaka, E., Tanaka, M., Okazaki, M., Tanne, K., *The regional difference of viscoelastic property of bovine temporomandibular joint disc in compressive stress-relaxation*, Medical Engineering & Physics, 24, pp. 165-171, 2002.
- [10] Tanaka, E., Hirose, M., Yamano, E., Dalla-Bona, D.A., Fujita, R., Tanaka, M., van Eijden, T., Tanne, K., *Age-associated changes in viscoelastic properties of the bovine temporomandibular joint disc*, Eur. J. Oral Sci., 114, pp. 70-73, 2006.
- [11] Oza, A., Vanderby Jr, R., Lakes, R.S., *Interrelation of creep and relaxation for nonlinear viscoelastic materials: application to ligament and metal*, Rheol. Acta, 42, pp. 557-568, 2003.
- [12] *TA Orchestrator Help*. TA Instruments, Waters LLC, 2003.
- [13] Findley, W.N., Lai, J.S., Onaran, K., *Creep and Relaxation of Nonlinear Viscoelastic Materials*, Dover Publications, Inc., 1989.
- [14] Park, S.W., Schapery, R.A., *Methods of interconversion between linear viscoelastic material functions. Part I-a numerical method based on Prony series*, Int. J. of Solids and Structures, 36, pp. 1653-1675, 1999.