

## COMPORTAMIENTO VISCOELASTICO CUASI-LINEAL DEL DISCO DE LA ATM. PARTE II. ENSAYOS EXPERIMENTALES.

**C. Ramiro, M. S. Commisso, J. Martinez-Reina, J. Dominguez.**

Departamento de Ingeniería Mecánica y de los Materiales, Escuela Superior de Ingenieros, Universidad de Sevilla.  
Camino de los descubrimientos s/n, 41092, Sevilla,  
España.  
E-mail: laramiro@hotmail.com

### RESUMEN

En el movimiento de la articulación temporomandibular (ATM), el disco juega un papel muy importante, siendo su función la de amortiguar y redistribuir la carga. Una apropiada caracterización de las propiedades mecánicas del disco es necesaria para la simulación numérica del movimiento de la mandíbula. En el presente trabajo se han realizado ensayos de compresión no confinada de probetas cilíndricas de disco de cerdo, que se ensayan a una temperatura de 37°C manteniendo una correcta hidratación. El ensayo consta de la aplicación de una deformación de compresión del 30% a velocidad moderadamente alta (20 mm/min) y una posterior relajación de tensiones. Con ello es posible determinar las constantes de un modelo viscoelástico cuasi-lineal (QLV) con el procedimiento descrito en la parte I de este trabajo [1].

### ABSTRACT

The articular disc of the temporomandibular joint (TMJ) acts as load absorber and makes possible the relative motion between the jaw and the temporal bone of the cranium. For numerical simulation of the mandible it is important to correctly characterize the mechanical properties of the articular disc. In this paper, pure compression tests have been done with cylindrical specimens harvested from porcine disc. The specimens were tested submerged in saline solution at 37°C, to maintain the tissue hydrated. A relaxation test has been performed after loading the specimen at 20mm/min up to 30% of deformation. The results have been adjusted with a quasi-linear viscoelastic model (QLV) described in [1].

**PALABRAS CLAVE:** Disco ATM, modelo QLV, compresión no confinada.

### 1. INTRODUCCIÓN

El disco de la articulación temporomandibular (ATM) proporciona a la articulación estabilidad durante el movimiento mandibular, sobre todo de apertura, al distribuir la fuerza de reacción tanto en el cóndilo como en el temporal. La sollicitación a la que se encuentra expuesto es principalmente de compresión.

El conocimiento profundo de este elemento de la articulación, proporciona un dato más para poder desarrollar modelos numéricos que simulen correctamente tanto la apertura de la mandíbula como el cierre, donde también juega un papel importante.

Obtener experimentalmente las propiedades mecánicas de un material, requiere de una serie de ensayos de caracterización que tengan en cuenta su comportamiento, que en este caso es viscolástico y no lineal [2].

Se pueden encontrar en la literatura distintos experimentos realizados sobre el disco de la ATM. Entre ellos se describen ensayos de compresión confinada [3], compresión no confinada [4] e indentación [5]. La procedencia de los especímenes ensayados también es diversa, siendo los más estudiados los discos de ATM de bovino, porcino y humano.

En el presente estudio, se ha trabajado con el disco de la ATM de cerdo basándose en las similitudes anatómicas que presenta con el disco humano [6] y la facilidad de su obtención y tratamiento. Las probetas se han ensayado a compresión no confinada. Para describir el comportamiento del disco se ha usado un modelo viscoelástico cuasi-lineal (QLV) desarrollado por Fung [7]. El objetivo de este trabajo es obtener las constantes de este modelo que mejor caracterizan el comportamiento mecánico de los discos ensayados.

## 2. MATERIALES Y MÉTODOS.

### 2.1. Preparación del espécimen

Se han ensayado 10 probetas cilíndricas de disco de cerdo. Los cerdos, con edades comprendidas entre 6 meses y 1 año, fueron sacrificados y sus cabezas congeladas a  $-20^{\circ}\text{C}$  entre 3 y 4 horas después del sacrificio. La extracción de las probetas se realizó a posteriori con las cabezas descongeladas. El disco completo se retiró cortando la cápsula articular, evitando así dañar el propio disco. De la zona central se extrajo una probeta cilíndrica usando un sacabocados de 10 mm de diámetro (Figura 1a y 1b). Tras 5 minutos de espera para dejar relajar las tensiones, el resultado es una probeta de forma aproximadamente elíptica. A continuación, de esta probeta se extrajo una nueva más pequeña, con un sacabocados de 6 mm de diámetro, que es la que finalmente se ensaya. Con esto se consigue que la sección de la probeta sea aproximadamente circular (Figura 1c).

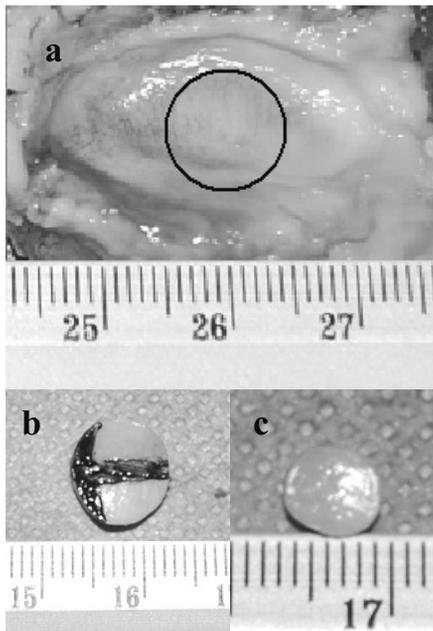


Figura 1. (a) Disco completo, (b) Probeta extraída con el sacabocados de 10 mm y (c) Probeta extraída con el sacabocados de 6 mm.

Las mediciones del espesor de las probetas, se realizaron mediante un microscopio óptico. Utilizando un aumento de 10x es posible determinar el espesor con una precisión adecuada. Para ello, primero, se calibra la correlación entre el giro del nonius y el desplazamiento de la lente. Luego, se coloca la muestra y se enfoca en la superficie de la probeta. Midiendo el desplazamiento de la lente necesario para enfocar se obtiene una medida del espesor. Como los especímenes presentan una gran variabilidad de espesor, se toman 8 puntos equiespaciados en el perímetro de la probeta y otro más

en el centro de la misma. Para cada probeta se obtuvo un espesor promedio, cuya media es  $2.5 \pm 0.36$  mm (Valor  $\pm$  SD).

Con las fotos realizadas a las probetas y mediante el programa de tratamiento de imágenes ImageJ®, se obtiene el área de cada espécimen. El área promedio para las 10 probetas es de  $23.52 \pm 1.68$  mm<sup>2</sup>, de la que se obtiene el diámetro promedio de  $5.47 \pm 0.19$  mm.

Tras la extracción de la probeta del disco y la medición de espesor y área, la probeta se conserva en el congelador hasta su ensayo. Para ello, se envuelve en una gasa empapada con solución salina al 0.9 %, se recubre con papel transparente para minimizar la pérdida de humedad y se introduce en un vial, que se conserva en un congelador a  $-20^{\circ}\text{C}$ . Según Athanasiou et. al. [8, 9], los ciclos de congelación y descongelación no afectan significativamente a las propiedades mecánicas del tejido.

### 2.2. Montaje de ensayo

El disco articular, dentro de la cápsula de la ATM, se encuentra rodeado de líquido sinovial, por lo que para determinar de forma apropiada sus propiedades es necesario reproducir lo más fielmente posible las condiciones fisiológicas y para ello se mantiene el espécimen hidratado durante el ensayo. El montaje de ensayo permite comprimir el espécimen sumergido en solución salina y manteniendo la temperatura a  $37 \pm 1^{\circ}\text{C}$ . Para ello, dicho montaje incluye una cuba de metacrilato, un termómetro y un calentador con termostato, como se puede observar en la figura 2.

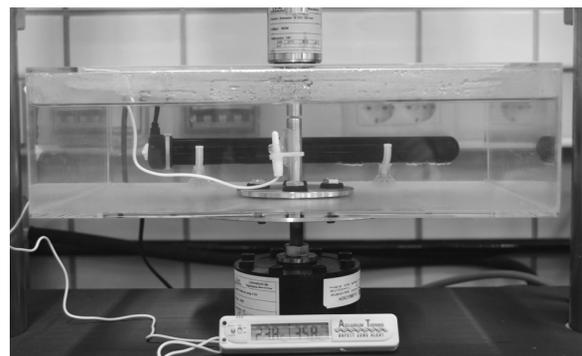


Figura 2. Útil de ensayo.

El útil de ensayo está compuesto, además, por un vástago inferior con un pequeño cilindro desmontable que encaja en un alojamiento que tiene el extremo del vástago (ver figura 3 izquierda), quedando a ras de la superficie del vástago una vez montado. El cilindro pequeño, de 1.5 mm de diámetro, se pega a la superficie inferior de la probeta con cianocrilato, evitando así que esta resbale. Como se comprueba en [1], para conseguir un estado de tensiones lo más parecido posible al de compresión pura es importante permitir la deformación

lateral de la probeta y, para ello no se puede pegar toda la superficie de la misma al vástago. La situación ideal es pegar únicamente el punto central, pero dada la imposibilidad física de conseguir eso, se comprobó en [1] que pegar una zona de 1.5 mm de diámetro proporcionaba resultados razonables.

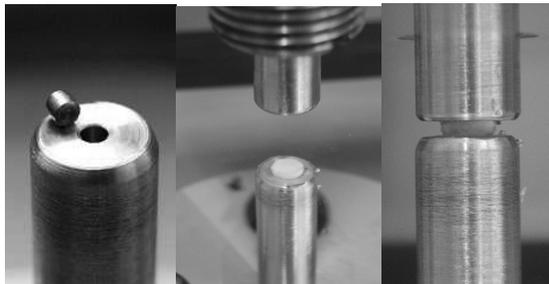


Figura 3. Detalle del montaje del espécimen en los vástagos de compresión.

2.3. Procedimiento de ensayo

Se extrae el espécimen del congelador y se deja descongelar durante. Para disminuir la fricción en el contacto entre probeta y vástago, se lubrican con vaselina las superficies de los vástagos. Usando cianocrilato, se pega el cilindro metálico al disco, como ya se ha indicado, y una vez que la solución del depósito de metacrilato alcanza la temperatura deseada, se sitúa el espécimen entre los vástagos. Antes de proceder al ensayo se esperan al menos 15 minutos para favorecer la rehidratación del tejido.

La secuencia del ensayo se describe a continuación. En primer lugar se acercan los vástagos hasta que toquen a la probeta. En concreto, se acercan hasta una distancia igual al espesor mínimo medido anteriormente. Con eso se asegura el contacto en toda la superficie de la probeta y una cierta precompresión de la misma. Se esperan 15 minutos antes de comenzar el ensayo propiamente dicho. En este, controlando en deformación, se aplica un desplazamiento como el mostrado en la figura 4, con una rampa inicial de velocidad de desplazamiento del vástago de 20 mm/min hasta una deformación máxima del 30%. El desplazamiento necesario para obtener el 30% de deformación se calcula a partir del espesor medio de la probeta. Se mantiene esta situación de compresión durante 15 minutos, tiempo en el que se relaja la tensión de compresión aplicada, que se registra con una frecuencia de 1024Hz para evitar perder información en aquellas zonas con cambios bruscos de tensión. La carga se aplicó con una máquina de tracción-compresión uniaxial (MTS 858 Mini Bionix II) dotada de una célula de carga de 5KN. El rango de medida de la célula de carga se ajustó de forma que el error obtenido fuese inferior al 2.5% del valor mínimo de la carga máxima aplicada en los ensayos.

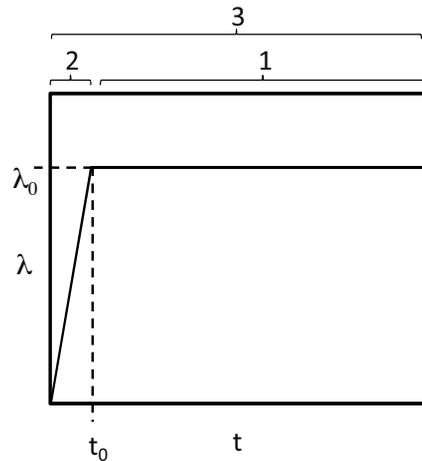


Figura 4. Esquema de ensayo de relajación.

3. RESULTADOS

El registro de tensiones se utiliza para ajustar un modelo de comportamiento viscoelástico cuasi-lineal (QLV) [7] con el procedimiento explicado en [1]. Este consiste básicamente en ajustar las medidas experimentales mediante la ecuación:

$$\sigma(t) = T^e[\lambda(t)] + \int_0^t T^e[\lambda(t-\tau)] \frac{d\bar{G}(\tau)}{d\tau} d\tau \quad (1)$$

donde  $\bar{G}(t)$  es la función de relajación reducida para la que se usa una serie de Prony con 2 grados de libertad:

$$\bar{G}(t) = g_\infty + g_1 e^{-t/\tau_1} + g_2 e^{-t/\tau_2} \quad (2)$$

mientras que  $T^e$  es la función de respuesta elástica, que depende del alargamiento y para la que se ha elegido un modelo de Mooney-Rivlin [10].

$$T^e(\lambda) = 2c_{10}(\lambda^2 - \frac{1}{\lambda}) + 2c_{01}(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}) \quad (3)$$

El algoritmo de ajuste del modelo se explica con más detalle en [1]. Los resultados de dicho ajuste se muestran en la tabla 1.

Tabla 1. Constantes del ajuste QLV.

Especimen	Constantes de Prony				Constantes de Mooney-Rivlin	
	$g_1$	$g_2$	$\tau_1$ (s)	$\tau_2$ (s)	$C_{10}$ (MPa)	$C_{01}$ (MPa)
Nº 1	0.0681	2.929	0.1036	4.217	0.129	0.025
Nº 2	0.3832	1.997	0.0011	4.226	0.599	0.361
Nº 3	0.0455	2.856	0.0692	3.231	0.365	0.050
Nº 4	0.0013	2.989	0.0800	2.017	0.193	1.442
Nº 5	0.0021	2.689	0.0948	3.024	0.149	1.166
Nº 6	0.1187	3.306	0.0963	4.786	0.231	0.027
Nº 7	-2.23E-8	0.248	0.2487	4.136	0.162	0.066
Nº 8	0.0021	2.983	0.1047	2.640	0.096	0.777
Nº 9	1.26E-21	1.888	0.3267	5.397	0.276	0.208
Nº 10	0.0028	2.264	0.1192	3.822	0.092	0.272
Media	0.0624	2.670	0.1244	3.750	0.229	0.439
Desv. Típica	0.1196	0.465	0.0938	1.022	0.155	0.513

El ajuste realizado presenta una alta variabilidad de las constantes debido a la dispersión de los datos experimentales.

Como ejemplo de los resultados obtenidos, se muestra a continuación, en la figura 5, una representación gráfica de la curva experimental frente a la curva de ajuste para un espécimen concreto, el nº1.

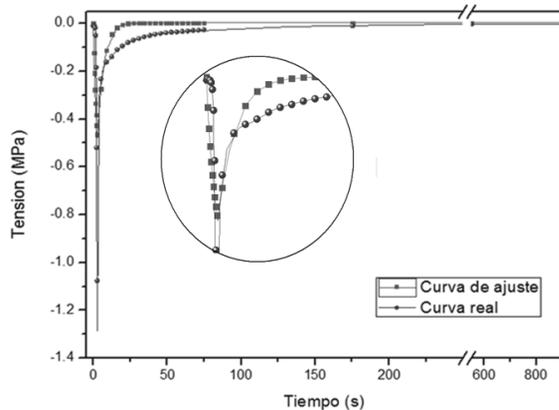


Figura 5. Comparación de la curva de relajación obtenida experimentalmente frente a la obtenida con las constantes QLV del ajuste.

El proceso de ajuste realizado presenta algunas limitaciones. La primera de ellas es que el modelo de Mooney-Rivlin no permite una buena aproximación de los resultados obtenidos. De hecho la elección de la función  $T^e$  tiene mayor relevancia en la carga inicial en rampa, que en la fase de relajación. Ello puede ser debido a varias razones, entre las que cabe destacar dos: Que la velocidad inicial de deformación no sea suficientemente alta y se produzca una relajación importante durante la carga o que el modelo de Mooney-Rivlin no sea adecuado para este material. En la figura 6 se muestra el ajuste obtenido para la fase de carga. Se puede observar que esa parte de la curva se ajusta sólo con una bondad moderada. La imposibilidad de alcanzar el pico de tensión real afecta a la posterior relajación de tensiones y las constantes de Prony obtenidas.

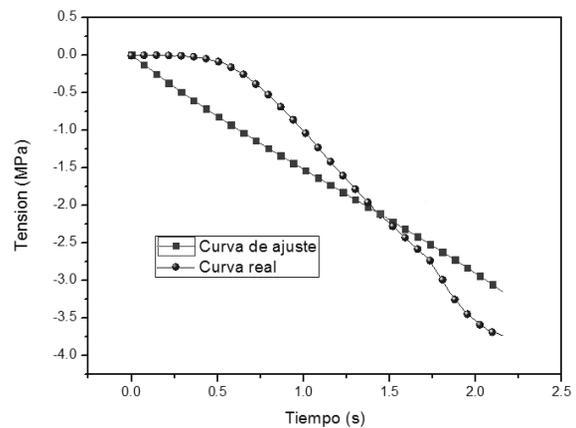


Figura 6. Ajuste de la curva de carga del ensayo según el método de Mooney-Rivlin. Especimen nº7.

#### 4. CONCLUSIONES

En este trabajo se presenta un método experimental empleado para caracterizar el comportamiento viscoelástico no lineal del tejido cartilaginoso. Se trata tan sólo de un trabajo preliminar y son muchos los aspectos a revisar.

En primer lugar, a la vista de las cargas medidas en el ensayo, se prevé necesario usar una célula de carga de menor rango, que tenga por tanto mayor precisión.

En segundo lugar se deben probar distintas velocidades de carga del tramo en forma de rampa, para estudiar el efecto de dicha velocidad en los resultados obtenidos. A priori, el modelo QLV no tiene en cuenta la velocidad de carga y debe ser insensible a esa variable, pero esta conclusión es algo que debe comprobarse experimentalmente.

En tercer lugar, deben probarse otras funciones de respuesta elástica,  $T^e$ , más complejas para intentar obtener mejores aproximaciones.

Por último, conviene resaltar la dificultad del proceso de ajuste de las constantes de Prony. Como pone de manifiesto Fung [7], el conjunto de valores de las constantes de Prony que aproximan una determinada curva de relajación con la misma bondad de ajuste no es, por lo general, único. Esto complica el proceso de ajuste de las funciones, que se realiza por mínimos cuadrados y que conduce a la resolución de un sistema de ecuaciones no lineal, mediante un proceso iterativo. La elección del estimado inicial en este proceso iterativo no es trivial y requiere de un estudio más detallado. Además, ocurre con cierta frecuencia que se obtienen soluciones sin sentido físico como constantes de Prony negativas. Esto obliga a descartar dichas soluciones, o programar en el futuro un procedimiento de optimización de mínimos cuadrados sujeto a restricciones.

### AGRADECIMIENTOS

Los autores desean agradecer a la Junta de Andalucía por financiar el proyecto P07-TEP-03115, dentro del cual se ha realizado este trabajo. Además, se agradece a Matadero Del Sur S.A. por colaborar en el proyecto.

### REFERENCIAS

- [1] M.S. Commisso, J. Marínez-Reina, J. Dominguez. *Comportamiento viscoelástico cuasi-lineal del disco de la ATM. Parte I: Validación de un procedimiento de ensayo para su obtención*. Congreso GEF, 2011.
- [2] T. Kuboki, M. Shinoda, M.G. Orsini, and A. Yamashita. *Viscoelastic properties of the pig temporomandibular joint articular soft tissues of the condyle and disc*. J Dent Res 76(11):1760-1769,1997.
- [3] J. Kuo, L. Zhang, T. Bacro, H. Yao. *The región-dependent biphasic viscoelastic properties of human temporomandibular joint disc under confined compresión*. Journal of Biomechanics 43:1316-1321, 2010.
- [4] K.D. Allen, K.A. Athanasiou. *Viscoelastic characterization of the porcine temporomandibular joint disc under unconfined compresion*.Journal of Biomechanics 39:312-322, 2006.
- [5] M. Beek, M.P. Aarnts, J.H. Koolstra, A.J. Feilzer and T.M.G.J. Van Eijden. *Dynamic Properties of the Human Temporomandibular Joint Disc*. J. Dent Res 80:876-880, 2001
- [6] A. Bermejo, O. Gonzalez, J.M. Gonzalez. *The pig as an animal model for experimentation on the temporomandibular articular complex*. Oral Surgery, Oral Medicine and Oral Pathology 75 (1), 18–23, 1993.
- [7] Y.C. Fung. *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues*. (Ed. 2<sup>da</sup>) Springer-Verlag, New York, 1993.
- [8] K.A. Athanasiou, M.P. Rosenwasser, J.A. Buckwalter, T.I. Malinin, V.C. Mow. *Interspecies comparisons of in situ intrinsic mechanical properties of distal femoral cartilage*. Journal of Orthopedic Research 9 (3), 330-340, 1991.
- [9] K.A. Athanasiou, A. Agarwal, F.J. Dzida. *Comparative study of the intrinsic mechanical properties of the human acetabular and femoral head cartilage*. Journal of Orthopedic Research 12 (3), 340-349, 1994.
- [10] E.O. Carew, E.A. Talman, D.R. Boughner and I. Vesely. *Quasi-Linear Viscoelastic theory applied to internal shearing of porcine aortic valve leaflets*. Journal of Biomechanical Engineering, 121: 386-392, 1999.

