

Caracterización mecánica de materiales de lámina delgada usando fuerza centrífuga y microfluídica

G. G. Díaz-Armas¹, E. Caballero-Saldivar^{1,*}, M. M. Aeinehvand^{1,†}, S. O. Martínez-Chapa^{1,†}

¹ Escuela de Ciencias e Ingeniería, Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey, Monterrey, N.L., México

* a01363665@itesm.mx

† Autor correspondiente

Resumen— Se presenta el diseño de un nuevo instrumento para llevar a cabo la caracterización de materiales a través del cálculo del módulo de elasticidad. Para la obtención de este parámetro se hizo uso de la fuerza centrífuga en un disco con microcanales, y de ecuaciones para el cálculo del estrés aplicado en la membrana; finalmente, se obtuvo una gráfica de la cual se consigue el parámetro deseado. Además, se expone la posibilidad de obtener el límite elástico y la tensión de rotura de ciertos materiales haciendo uso de la misma gráfica. Se espera que pueda aplicarse en ingeniería de tejidos, donde las propiedades físicas de los biomateriales son de suma importancia, pero no se cuenta con muestras lo suficientemente grandes para utilizar métodos convencionales.

Palabras clave— **Biomateriales, Caracterización, Fuerza centrífuga, Microfluídica, Módulo de elasticidad.**

I. INTRODUCCIÓN

Actualmente, uno de los métodos comerciales más utilizados para la caracterización de materiales en la industria es el ensayo de tensión uniaxial. Si bien, nos brinda información útil, no siempre es confiable, debido a que, en la vida real, los materiales no se deforman en una sola dirección, además de que la gráfica obtenida es difícil de analizar, pues es complicado determinar la zona donde la tensión deja de ser lineal; finalmente, con este método también es imposible analizar correctamente un material anisotrópico [1].

Es por esto, que se ha comenzado a utilizar el hidroconformado con punzón (*Bulge test*), el cual presenta la ventaja de deformar la fina lámina de material en todas direcciones ejerciendo presión con aceite para evitar el factor de la fricción entre el punzón y el material analizado, obteniéndose resultados más parecidos a la realidad.

Sin embargo, este equipo es muy costoso debido a la calidad de su sensor de presión y la exactitud de su sensor de desplazamiento sin contacto. Es por esto, que aquí se presenta una alternativa más accesible, reemplazando el uso de sensores y enormes máquinas por un motor a pasos, un estroboscopio, un disco de polimetilmetacrilato (PMMA) y simples ecuaciones, teniendo como fuerza principal a la centrífuga y sustituyendo el aceite por simple agua de color, para aplicaciones donde la cantidad de material disponible

para su caracterización es muy poco, como suele suceder con los nuevos biomateriales desarrollados.

Haciendo presión en el material con el líquido que es empujado lejos del centro al hacerse girar el disco, se puede calcular cuál es la tensión a la que está siendo sometido éste a partir de las revoluciones por minuto, y la deformación del material se conoce a partir del movimiento del líquido en el canal (Fig. 1).

II. METODOLOGÍA

Lo primero que se realizó fue la fabricación del disco con los microcanales. El disco consta de cinco capas, tres de PMMA y dos de adhesivo sensible a la presión (PSA). Las dimensiones del disco son de 15mm de diámetro interno y 120mm de diámetro externo. El PMMA utilizado tiene un grosor de 2mm y el PSA de 0.1mm.

Para cortar el PMMA se utilizó una cortadora láser CNC, y el corte del PSA se realizó con la ayuda de un plotter de corte. Asimismo, usando la cortadora láser se marcaron líneas a los costados de cada canal, para medir el cambio en el nivel del líquido a lo largo de la prueba.

En cuanto al mecanismo para hacer girar el disco, se trata de un motor a pasos controlado con ayuda de una computadora, usando el software Graphtec Studio. A este mecanismo se le integró un estroboscopio controlado manualmente para poder observar el movimiento del líquido dentro de los canales dependiendo de las revoluciones por minuto a las que se estuviera sometiendo el disco. La plataforma se puede apreciar en la Fig. 2.

La primera incógnita a averiguar fue el tamaño idóneo de los canales, pues un ancho muy grande o muy chico vuelve incierto el análisis de los datos. Para esto, se diseñó primero un disco con siete canales de 12mm de ancho y 37mm de largo, para realizar pruebas de concepto con una lámina de látex.

Después de descubrir que este ancho era muy grande, se procedió a diseñar un segundo disco, con 16 canales de cuatro anchos diferentes, de tres a seis milímetros. Se realizaron pruebas de concepto con cada uno, analizando la deformación de las membranas y el movimiento del líquido dentro del canal, pues en canales pequeños el movimiento del líquido es despreciable y se pierde la exactitud durante el análisis de datos, pero en canales muy grandes, la cantidad de líquido

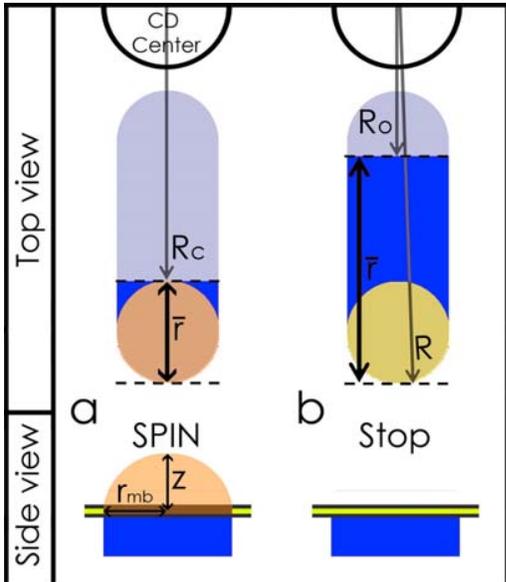


Fig. 1. Comportamiento de la membrana a lo largo de la prueba. Imagen adaptada de [3].

dentro de la membrana hace que ésta se deforme de manera irregular y ya no pueda evaluarse usando las ecuaciones conocidas, a la vez que la presión que se alcanza es muy alta y la prueba debe detenerse sin llegar a los límites físicos del material.

Una vez que se obtienen los datos de deformación y las velocidades a las que esto sucede, se procede a analizar la información con ayuda de las ecuaciones que se presentan a continuación, para obtener un diagrama de tensión-deformación.

Para empezar, es necesario convertir la fuerza centrífuga en frecuencia f (Hz) a presión en Pascales (Pa). La fuerza centrífuga depende de la velocidad angular ω (rad/s), la cual se obtiene de la frecuencia que le indiquemos al motor usando la fórmula

$$\omega = 2\pi f. \quad (1)$$

Asimismo, la fuerza centrífuga también depende de la distancia a la que esté el líquido del centro, por lo que se deben conocer los radios a los que se encuentra el nivel más alto de líquido al comenzar la prueba R_o (m), así como la distancia del nivel del líquido con respecto al centro R_c (m) durante los distintos momentos de la prueba, lo que se obtiene gracias a la implementación de las líneas guía en el diseño del disco. Así, se sustituyen estos datos en la fórmula [2]

$$F_{cp} = \rho \cdot \omega^2 (R_c - R_o) \cdot \bar{r}, \quad (2)$$

donde \bar{r} significa la distancia promedio entre el centro del disco y el nivel del líquido. Ya que en este caso se utilizó agua, la densidad se sustituye por 1000 kg/m^3 .



Fig. 2. Modelo de la plataforma para pruebas con fuerza centrífuga. El modelo azul contiene el motor a pasos donde se coloca el disco, y la velocidad es controlada por una computadora.

Finalmente, para obtener la presión, simplemente se multiplica por el área de la membrana, como lo muestra (3), la cual depende del ancho del canal.

$$p = \frac{F_{cp}}{A} \quad (3)$$

Para el eje de la deformación, utilizamos nuevamente R_o y R_c , ya que el cambio de volumen en el agua indica cuánto varía el tamaño de la membrana. Es por esto que se deben ir tomando mediciones cada vez que se varíe la frecuencia del motor.

La nueva área de la membrana se obtiene a partir del volumen de la semiesfera que se forma con el líquido que es empujado hacia arriba por la fuerza centrífuga. Sea el volumen de esa esfera el volumen de agua desplazado, el cual se obtiene a partir del área transversal del canal S (mm^2), podemos obtener el área de la membrana deformada usando la ecuación [3]

$$z = \frac{3(R_c - R_o)S}{2\pi r_{mb}^2} \quad (4)$$

así como las ecuaciones

$$r = \frac{z^2 + r_{mb}^2}{2} \quad (5)$$

$$A_c = 2\pi r z \quad (6)$$

donde z es la altura del casquete esférico formado por la membrana, r_{mb} es el radio de la membrana y A_c es el área del casquete esférico.

Una vez teniendo este valor, simplemente se calcula el radio entre la nueva área y el área inicial, utilizando (7), para obtener la deformación D (m^2/m^2) del material a lo largo de la prueba.

$$D = \frac{A_c}{A} \quad (7)$$

El módulo de Young es la pendiente de la línea esfuerzo-deformación mientras el material se comporte de manera elástica, es decir, mientras esta línea sea recta. Para obtenerla de manera aritmética se puede utilizar el método de mínimos cuadrados [4], siguiendo la ecuación

$$m = \frac{n\sum xy - (\sum x)(\sum y)}{n\sum x^2 - (\sum x)^2}, \quad (8)$$

donde n es el número de mediciones tomadas durante la prueba, x es el valor de la deformación en cada momento y y el valor del esfuerzo.

Sin embargo, ya que lo que nos interesa en este caso es la gráfica, podemos obtener la pendiente haciendo una regresión lineal una vez que se tienen los puntos graficados en una hoja de cálculo, y obtener el coeficiente de determinación r^2 para observar qué tanto se ajusta este modelo a la variable real; si $r^2 > 0.9$, entonces nuestra pendiente será suficientemente cercana a la que se obtendría con un modelo matemático.

III. RESULTADOS

Se realizó la prueba con los canales de 12mm tres veces. Al realizarse la prueba cada vez, se tomó dato del nivel de líquido cada que la frecuencia del motor se variaba en 1Hz. Utilizando Microsoft Excel, se graficaron los resultados para formar un diagrama tensión-deformación. La fig. 3 muestra la gráfica obtenida, donde se puede ver que el comportamiento es casi lineal hasta que la membrana se deforma en $0.025 \text{ m}^2/\text{m}^2$, que es en promedio a una velocidad de 27Hz. Calculando la pendiente de la región elástica, obtenemos en promedio un valor de 15386 KPa. El coeficiente de determinación fue de 0.9866, por lo que el modelo se ajusta perfectamente a los datos reales. Debido a que las presiones alcanzaron un nivel muy alto, por seguridad no se pudo continuar con la prueba, por lo que en la gráfica no se llega al límite elástico.

Ya que este valor no está cerca del real y la prueba se debe interrumpir antes de terminada, se procedió a crear un segundo diseño de disco, para averiguar el ancho idóneo del canal y mejorar las pruebas. Se hicieron dos pruebas de concepto con cada ancho de canal, desde los tres hasta los seis milímetros. En este momento se dejó de analizar la pendiente de la gráfica para proceder a interpretar las frecuencias alcanzadas y los cambios en el nivel del agua.

Las pruebas que arrojaron valores más útiles para llegar a una conclusión fueron las realizadas con los canales de tres y cinco milímetros. Como muestra la tabla 1, en cuanto al menor ancho, se alcanzó una frecuencia máxima de 36Hz, pero el agua sólo se desplazó 1.75mm. Con un canal de 5mm sólo se pueden alcanzar 30Hz, pero el agua se desplaza el doble que con el ancho anterior, lo que nos da un rango suficiente para realizar pruebas.

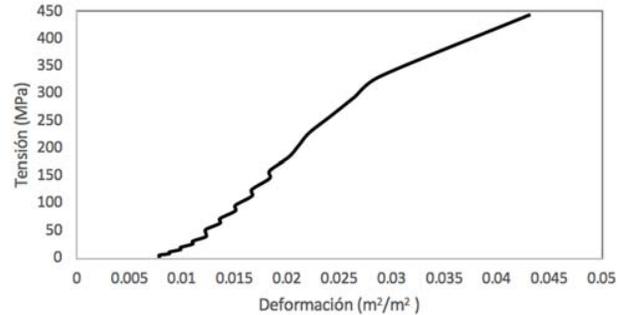


Fig 3. Diagrama tensión-deformación de la lámina de látex usando un canal de 12mm de ancho.

IV. DISCUSIÓN

Los resultados aquí obtenidos aún no nos permiten calcular el verdadero valor del módulo de Young del látex, pues el valor obtenido es casi 20 veces más alto que el módulo de elasticidad real del látex, el cual es 703.3 KPa. Sin embargo, se ha logrado encontrar el ancho idóneo de los canales, el cual es de 5mm.

Asimismo, durante las pruebas se ha encontrado que el factor más importante a considerar es que la deformación de la lámina sea siempre simétrica, pues en cuanto se pierde la forma semiesférica, las ecuaciones dejan de funcionar y entran en juego nuevas fuerzas que afectan tanto al líquido como al material.

Es importante mencionar que, ya que es posible obtener el diagrama de tensión-deformación, se pueden obtener otros parámetros del material, como son el límite elástico y la tensión máxima o de rotura, cuyo conocimiento es de suma importancia en el campo de los biomateriales para poder asegurarse que, dónde sea que sea insertado el material, cumpla con su función satisfactoriamente.

DESCENSO EN EL NIVEL DEL AGUA (mm)

Frecuencia (Hz)	3mm	5mm
4	0	0
11	0	0.5
13	0	1
20	0.5	1.5
23	0.5	2
24	1	2
28	1	3
30	1	3.5
35	1.5	-

Tabla 1. Promedio del descenso en el nivel del agua en los canales de 3mm y 5mm de ancho. Se muestran las frecuencias a las que hubo cambio en el nivel de alguno de los canales. La falta de datos en alguno de los espacios indica que no se pudo alcanzar dicha frecuencia.

V. CONCLUSIÓN

El uso de fuerza centrífuga como mecanismo para la creación de presión en una membrana es un método sencillo y económico de caracterizar materiales de lámina delgada, especialmente aquellos cuyas propiedades son imposibles de obtener por técnicas convencionales.

Si bien, hasta el momento no se ha logrado el resultado deseado, los números aquí mostrados nos guían hacia la obtención de resultados cada vez más satisfactorios.

En ingeniería biomédica, esta nueva plataforma para caracterización permite no solo conocer más a fondo los límites de un material, sino también comparar cómo distintos tipos se comportan bajo circunstancias reales, pues la fuerza centrífuga puede variarse y obtener ambientes más parecidos a los que hay dentro del cuerpo humano.

Finalmente, reconocer que combinación de fuerza centrífuga con microfluidica tiene este tipo de aplicaciones nos permite analizar otras propiedades de los materiales, como puede ser adhesión o compresión, además de que la autonomía del equipo también permite realizar pruebas a lo largo del tiempo, como son los análisis de deformación por fluencia lenta, los cuales arrojan nueva información sobre la membrana analizada.

RECONOCIMIENTOS

Los autores quisieran agradecer al Dr. Mohammad Mahdi Aeinehvand y al Dr. Sergio Omar Martínez Chapa, por el préstamo de material y el equipo necesario para realizar este trabajo, así como por el entrenamiento y el apoyo brindado para concluir con éxito esta investigación.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Slota, J., & Spišák, E. (2008). Determination of flow stress by the hydraulic Bulge test. *Metalurgija*, 47(1), 13-17.
- [2] Al-Faqheri, W., Ibrahim, F., Thio, T., Aeinehvand, M., Arof, H., & Madou, M. (2015). Development of novel passive check valves for the microfluidic CD platform. *Sensors And Actuators A: Physical*, 222, 245-254. doi: 10.1016/j.sna.2014.12.018
- [3] Aeinehvand, M., Ibrahim, F., Harun, S., Djordjevic, I., Hosseini, S., & Rothan, H. et al. (2015). Biosensing enhancement of dengue virus using microballoon mixers on centrifugal microfluidic platforms. *Biosensors And Bioelectronics*, 67, 424-430. doi: 10.1016/j.bios.2014.08.076
- [4] Rayas, J., Rodriguez-Vera, R., & Martínez, A. (2003). Medición del módulo de Young en el hule látex usando ESPI. *Revista Mexicana De Física*, 49(6), 555-564.
- [5] Wang, H., Xu, T., & Shou, B. (2016). Determination of Material Strengths by Hydraulic Bulge Test. *Materials*, 10(1), 23. doi: 10.3390/ma10010023
- [6] Ratner, B., Hoffman, A., Schoen, F., & Lemons, J. (2014). Bulk Properties of Materials. En *Biomaterials Science* (15-19). Saint Louis: Elsevier Science.
- [7] Hohlfelder, R. (1998). Bulge and blister testing of thin films and their interfaces (Ph. D). Stanford University.