

## MACROMODELO FLUIDO-ELECTRO-MECÁNICO DE UNA MICROVÁLVULA PARA EL TRATAMIENTO DEL GLAUCOMA

Fernando L. Sasseti<sup>a,b</sup> Fabio A. Guarnieri<sup>a,b</sup>

<sup>a</sup>CIMEC. INTEC (UNL-Conicet). PTL. Santa Fe. Argentina

<sup>b</sup>Facultad de Ingeniería. Bioingeniería. UNER. Oro Verde. Argentina

**Palabras Claves:** MEMS, macromodelo, FEM, polímero electroactivo, microválvula.

**Resumen:** La microválvula para el tratamiento del glaucoma es un implante activo que permite regular la presión intraocular de manera dinámica variando el caudal de salida del humor acuoso del ojo. El dispositivo que se analiza fue diseñado para ser construido mediante la aplicación de la tecnología MEMS (microelectromechanical systems). El mecanismo actuador de la microválvula es un polímero electroactivo, que presenta deformaciones con bajos voltajes flexionando un diafragma.

En este trabajo se desarrolla un macromodelo (modelo dinámico de orden reducido de dispositivos) que permite describir el funcionamiento de la microválvula con menor costo computacional que el que demanda la simulación de las diferentes partes del microsistema. El uso del macromodelo permite optimizar el proceso de diseño y validación del dispositivo. El macromodelo está compuesto por cuatro módulos: a) Eléctrico, que describe la relación tensión corriente en los polímeros electroactivos; b) Electromecánico, que relaciona la densidad de cargas con la deformación del polímero activo; c) Mecánico, que describe la deformación del actuador utilizando el método de conservación de la energía elástica; y el módulo d) Microfluídica. Para optimizar y validar el macromodelo desarrollado se simula el funcionamiento de la microválvula utilizando el método de elementos finitos. Se modela la interacción electromecánica del actuador utilizando un modelo termoelástico no lineal geométrico. Para resolver el problema fluídico se utiliza una malla móvil (ALE) que copia el desplazamiento del diafragma. El macromodelo desarrollado permite determinar la variación del flujo de humor acuoso cuando el actuador de la microválvula es energizado eléctricamente y también puede ser utilizado como un bloque en software de simulación de circuitos electrónicos integrado con la microelectrónica asociada al MEMS.

## 1 INTRODUCCIÓN

El glaucoma es una de las causas más frecuentes de ceguera. El glaucoma es un patología que afecta 1.2 % de la población. Las presiones elevadas (mayores a 20 mmHg.) pueden provocar una pérdida de visión si se mantienen durante un período prolongado (Guyton. Arthur C et al., 2006).

La presión intraocular está determinada por la cantidad de humor acuoso producido en el proceso ciliar, la resistencia del sistema trabecular y uveoscleral y por la presión venosa episcleral.

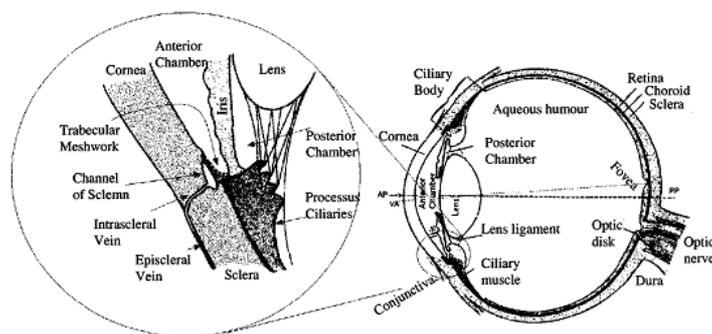


Figura 1: Anatomía de un ojo humano.

En pacientes con glaucoma para evitar la ceguera es necesario bajar la presión ocular a través de medicación o mediante técnicas quirúrgicas. Cuando los tratamientos anteriores no logran su objetivo se implantan válvulas para permitir el drenaje de humor acuoso y bajar la presión intraocular.

Los dispositivos para drenaje del humor acuoso pasaron de ser tubos con mínima resistencia a dispositivos con resistencias variables en pequeños rangos predeterminados en el momento de la fabricación, que permitan controlar problemas asociados a la hipotensión ocular, sin embargo el agregado de resistencia en el largo plazo ocasiona aumentos de la presión intraocular debido a la formación de la cápsula fibrosa

La válvula ideal sería aquella que cambie su resistencia hidráulica manteniendo la presión intraocular en el rango fisiológico, considerando las características particulares del paciente (edad, sexo, etnia, etc.), evitando las complicaciones que devienen de la hipertensión y de la hipotensión ocular.

Existen investigaciones que tienen por objetivo el desarrollo de válvulas que permitan controlar dinámicamente la presión intraocular basadas en actuadores electromagnéticos (Byunghoon Bae et al, 2002) y electroquímicos (Tingrui Pan et al, 2007) siendo no compatible con tecnología MEMS.

El desarrollo de la tecnología MEMS (Micro Electrical Mechanical System) y la generación de nuevos materiales permiten abordar el desarrollo de microdispositivos implantables con mejoras en la biocompatibilidad debido a la reducción del tamaño y del daño ocasionado en el procedimiento quirúrgico.

En las últimas décadas se ha investigado y desarrollado sensores y actuadores

basados en el uso de materiales electroactivos, siendo el polipirrol (PPy) uno de los más utilizados. Las características más sobresalientes del mismo son que presenta grandes deformaciones cuando es estimulado con pequeñas tensiones o corrientes.

Los actuadores construidos con polímeros electroactivos se dividen en dos grupos los que están inmersos en electrolitos en estado líquido (Smela, 1999; Christophersen, 2006) y los que se encuentran en medios secos donde el electrolito húmedo está confinado en una matriz porosa (Alici et al, 2006; Fang et al, 2007; Alici et al, 2009).

El polipirrol como mecanismo actuador en MEMS está presente en dispositivos implantables como drug delivery (Goettsche et al, 2007) en medios acuosos. El polipirrol asociado a matrices porosas para trabajar en medios secos en las microbombas propuestas por Kim et al en (2008) y Fang et al (2010).

En nuestro trabajo previo se analizó la interacción fluido estructura en una microválvula para el tratamiento de glaucoma, donde el actuador estaba modelado como una deformación inicial (Sassetti y Guarnieri, 2009). En este trabajo se desarrolla un macromodelo y un modelo 3D en elementos finitos que describe el funcionamiento de la microválvula con un modelo fluídico-electro-mecánico.

## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

La microválvula está constituida por dos microcanales, una cámara y un actuador. La cámara es el espacio que hay entre el actuador y la base de la microválvula. Esta distancia (altura de la cámara) está determinada en el momento de la construcción de la microválvula. Este espacio permite que fluyan pequeños caudales de humor acuoso, menores que los que se produce en el proceso ciliar. El espacio por donde circula el humor acuoso aumenta cuando se actúa el diafragma.

El diafragma es un polímero eléctricamente activo compuesto por tres láminas PPy-PVDF-PPy que al aplicarle diferencias de potencial eléctrico presenta deformaciones que amplían el espacio de paso del humor acuoso, disminuyendo la resistencia hidráulica de la microválvula.

En la Figura 2 se presenta el mecanismo de actuación de un actuador de tres capas. La capa del medio es de PVDF un polímero poroso, que tiene funciones estructurales de soporte y además es el reservorio que contiene los iones, las capas externas son de PPy. Cuando un voltaje es aplicado a través del actuador, genera una doble capa eléctrica entre el ánodo y el cátodo. Los aniones se desplazan hacia la capa de PPy oxidado expandiéndolo, mientras que en la capa PPy del cátodo el polímero se reduce contrayéndose, flexionando el actuador (Fang et al, 2008).

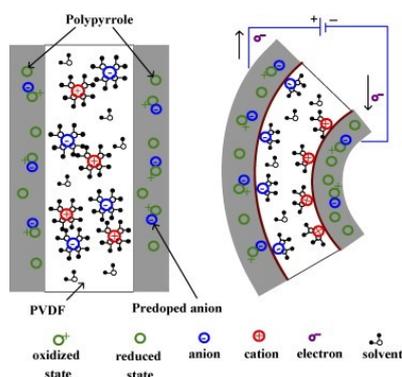


Figura 2: Estructura del actuador basado en polipirrol (Fang et al, 2008)

Para el desarrollo del macromodelo se utilizaron distintas configuraciones geométricas, que se presentan en la Tabla 1.

Parámetro Constructivo	[ $\mu\text{m}$ ]
Diámetro actuador	2000
Diámetro de la cámara	2000
Altura de la cámara	2, 4, 6, 10
Espesor de la lámina de PPy	30
Espesor de la lámina de PVDF	120
Canales de entrada/salida (ancho/largo/alto)	300x300x100
Distancia entre canales	1000

Tabla 1: Parámetros físicos de las microválvulas.

En este trabajo se desarrolla un macromodelo incorporando el modelo difusivo-elástico-metálico propuesto por Madden (2000) que describe el comportamiento eléctrico de los polímeros activos, la mecánica del actuador se modela mediante el método de conservación de la energía elástica permitiendo analizar la interacción de las tres capas que componen el actuador de la microválvula. La microfluídica de la microválvula se describe utilizando la ecuación de Hagen-Poiseville, considerando que el humor acuoso se comporta como un fluido reptante.

Se simula el funcionamiento de tres microválvulas con diferentes geometrías, comparando los resultados con los obtenidos con el macromodelo.

Para la simulación se utilizó la técnica de elementos finitos, el polímero electroactivo fue modelado utilizando la metodología propuesta por Alici et al (2006) que emplea un modelo termoelástico no lineal geométrico para representar la interacción electromecánica.

El acoplamiento entre el campo elástico y el fluido se realizó mediante una malla móvil (ALE) que permite adaptar el dominio del campo fluido a los desplazamientos del diafragma-actuador.

### 3 MACROMODELO

El macromodelo de la microválvula como se observa en la Figura 3, está compuesto por cuatro módulos: 1) Admitancia eléctrica de los polímeros actuadores, que determina cómo se relaciona la corriente con la tensión aplicada, 2) el módulo de acoplamiento electromecánico que relaciona la densidad de cargas eléctricas aplicadas con la deformación del polímero conductor, considerando el ion utilizado que fue utilizado en el dopado del polímero en el momento de la producción, 3) módulo mecánico encargado de describir la curvatura del diafragma para distintos valores de deformación y 4) el módulo que describe la parte fluidica de la microválvula.

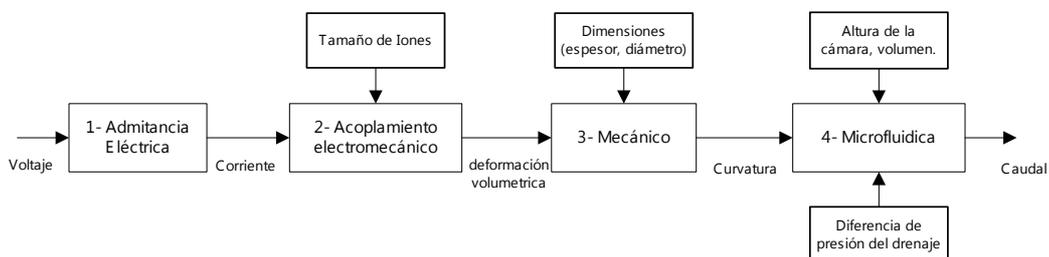


Figura 3: Estructura del macromodelo.

#### 3.1 Módulo admitancia eléctrica

El módulo admitancia eléctrica describe la relación tensión-corriente de una lámina de polímero conductor. La función de transferencia se obtiene de analizar la corriente eléctrica circulante como la resultante del flujo de iones que se difunden en la matriz polimérica.

Para describir el comportamiento eléctrico del polipirrol se utiliza un modelo difusivo-elástico-metálico. Este modelo asume que la matriz del polímero es perfectamente conductora y que los iones dentro del polímero conductor se desplazan por difusión. (Madden 2000).

La ecuación 1, modela el comportamiento del polímero activo en el espacio transformado de Laplace (Fang et al., 2010)

$$Y(s) = \frac{I(s)}{U(s)} = \frac{s \cdot \left[ \frac{\sqrt{D}}{\delta} \cdot \tanh\left(\eta \cdot \sqrt{\frac{s}{D}}\right) + \sqrt{s} \right]}{\frac{\sqrt{s}}{C} + R \cdot s^{\frac{3}{2}} + R \cdot \frac{\sqrt{D}}{\delta} \cdot s \cdot \tanh\left(\eta \cdot \sqrt{\frac{s}{D}}\right)} \quad (1)$$

$\delta$  : espesor de la doble capa eléctrica.

D: coeficiente de difusión del ion.

R: Resistencia eléctrica de la tricapa

C: Capacitancia de la doble capa eléctrica.

La función de transferencia que se presenta en la ecuación 1 puede ser reformulada utilizando la expansión de la función tanh en una serie finita. Pudiendo descartar los polos más alejados del origen, reduciendo el orden de la misma

obteniendo una función de transferencia que reproduce las características más relevantes de la ecuación de orden infinito. (Fang et al., 2008)

$$\frac{I(s)}{U(s)} = \frac{k \cdot s \cdot (s + z_1)}{(s + p_1)(s + p_2)} \quad (2)$$

donde los parámetros  $z_1$ ,  $p_1$  y  $p_2$  son funciones de parámetros físicos o medibles.

### 3.2 Módulo acoplamiento electromecánico

Los iones que son transferidos por efecto del campo eléctrico a la matriz del polímero activo, ocasionan una la expansión volumétrica del material cuando el mismo es oxidado y una contracción cuando el mismo es reducido. La deformación volumétrica del material será proporcional a la densidad de cargas  $\varphi$  que ingresan o salen y del tamaño de los iones.

$$\varepsilon_s = \alpha \cdot \varphi \quad (3)$$

$\alpha$ : factor de acoplamiento carga-deformación. En la Tabla 2 se presentan valores característicos de dos dopantes.

Ion dopante del polipirrol	Factor de acoplamiento carga-deformación [m3/C]
Trifluorometanesulfonimide	$7 \times 10^{-10}$
Hexafluoro Fosfato	$1,2 \pm 0,3 \times 10^{-10}$

Tabla 2: Factor de acoplamiento.

### 3.3 Módulo mecánico

El módulo mecánico describe el comportamiento del actuador, considerando las dimensiones y características de las tres capas de polímero que componen el mecanismo actuador de la microválvula. La entrada de este módulo es la deformación volumétrica  $\varepsilon_s$  en las láminas del polímero activo PPy y la salida del módulo es el valor de curvatura del diafragma-actuador.

Para calcular el valor de la curvatura  $k$  resultante se utiliza el método de conservación de la energía. En el caso de un plato con geometría circular se puede describir la posición de cualquier punto en el plato utilizando la ecuaciones 3, donde  $u(r)$  es el desplazamiento radial y  $w(r)$  es el desplazamiento transversal desde el plano neutro del plato.

$$\begin{aligned} u(r) &= \varepsilon_0 \cdot r \\ w(r) &= \frac{k \cdot r^2}{2} \end{aligned} \quad (4)$$

Las deformaciones elásticas para pequeñas deformaciones del plato se pueden expresar en términos del desplazamiento  $u(r)$  y  $w(r)$  como se observa en las

ecuaciones 5.

$$\begin{aligned}\varepsilon_{rr} &= \frac{du}{dr} - z \cdot \frac{d}{dr} \left( \frac{dw}{dr} \right) + \varepsilon_s \\ \varepsilon_{\theta\theta} &= \frac{u}{r} - \frac{z}{r} \cdot \frac{dw}{dr} + \varepsilon_s\end{aligned}\quad (5)$$

Cuando se consideran grandes deformaciones se introduce un término no lineal en la ecuación.

$$\begin{aligned}\varepsilon_{rr} &= \left( \frac{d}{dr} u - z \cdot \frac{d}{dr} \left( \frac{dw}{dr} \right) + \frac{1}{2} \cdot \left( \frac{dw}{dr} \right)^2 + \varepsilon_s \right) \\ \varepsilon_{\theta\theta} &= \left( \frac{u}{r} - \frac{z}{r} \cdot \frac{dw}{dr} + \varepsilon_s \right)\end{aligned}\quad (6)$$

La energía elástica de cada capa del actuador se obtiene utilizando la ecuación 7, donde  $E_i$  y  $\nu_i$  son el módulo de young y el coeficiente de poisson.

$$Ener = \frac{E_i}{2 \cdot (1 - \nu_i^2)} \cdot (\varepsilon_{rr}^2 + \varepsilon_{\theta\theta}^2 + 2 \cdot \nu_i \cdot \varepsilon_{rr} \cdot \varepsilon_{\theta\theta}) \quad (7)$$

La energía elástica total se obtiene con la ecuación 8, y la curvatura del actuador se calcula minimizando la energía en función de la curvatura  $k$ .

$$W_{elastica} = \int_{-\pi}^{\pi} \int_0^{\text{radio}} \left[ \int_{-c}^b \frac{(1 + \nu_{ppy}) \cdot E_{ppy}}{1 - \nu_{ppy}^2} \cdot (\varepsilon_0 - \varepsilon_s - z \cdot k)^2 dz + \int_{-b}^b \frac{(1 + \nu_{pvd}) \cdot E_{pvd}}{1 - \nu_{pvd}^2} \cdot (\varepsilon_0 - z \cdot k)^2 dz + \int_b^c \frac{(1 + \nu_{ppy}) \cdot E_{ppy}}{1 - \nu_{ppy}^2} \cdot (\varepsilon_0 + \varepsilon_s - z \cdot k)^2 dz \right] \cdot r \cdot dr \cdot dt \quad (8)$$

Encontramos el valor de la curvatura  $k$  del diafragma, minimizando la energía elástica.

$$\frac{dW_{elastica}}{dk} = 0 \quad (9)$$

### 3.4 Módulo de Microfluídica

En el módulo de microfluídica se obtiene el caudal circulante por la microválvula a partir de considerar la curvatura del diafragma, la separación entre la base de la microválvula y el diafragma en estado de reposo y el gradiente de presión al cual está expuesta la microválvula.

La resistencia hidráulica de la microválvula se modifica cuando el diafragma cambia su posición por acción del polímero activo.

Considerando que el humor acuoso del ojo se comporta como un fluido reptante,

se calcula la resistencia hidráulica de la microválvula, mediante la ecuación de Hagen-Poiseville (ecuación 10)

$$caudal = \frac{\pi \cdot R_{eq}^4 \cdot \Delta P}{8 \cdot \mu \cdot \ell} \quad (10)$$

Donde el radio equivalente  $R_{eq}$ , es el radio del cilindro que tiene el mismo volumen que la región de paso del fluido por el interior de la cámara.

$$diaf(r) = \left( \frac{-k \cdot r^2}{2} \right) + \frac{k \cdot diam^2}{8} + h_{camara} \quad (11)$$

$$R_{eq} = \sqrt{\frac{\int_{-\frac{\delta}{2}}^{\frac{\delta}{2}} \int_{-\frac{\delta}{2}}^{\frac{\delta}{2}} diaf(x, y) dx dy}{l \cdot \pi}} \quad (12)$$

En el siguiente esquema (Figura 4) se presenta un diagrama de bloques del macromodelo desarrollado, donde tiene como entradas la tensión de alimentación del actuador de la microválvula y la presión intraocular del paciente. Con la tensión se controla la flexión del diafragma de la microválvula modificando el área de paso del humor acuoso y por ello el caudal.

Diagrama de Bloques del Macromodelo

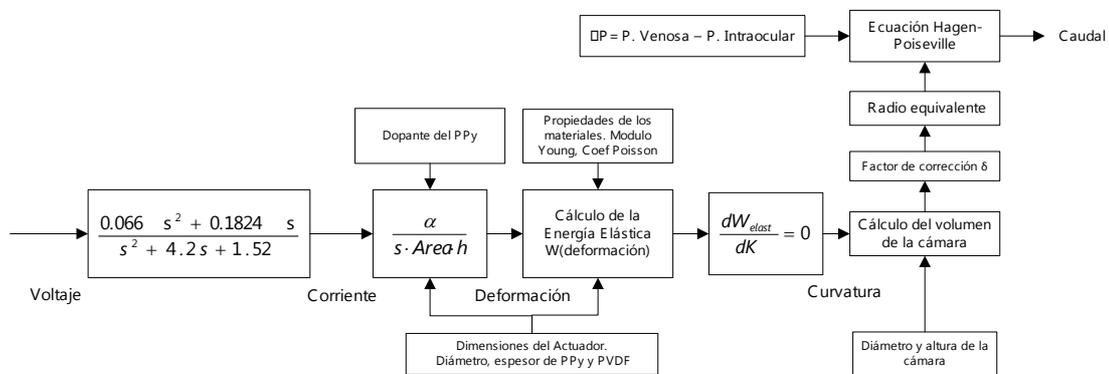


Figura 4: Macromodelo fluido-electro-mecánico

#### 4 MODELO NUMÉRICO (MEF)

El funcionamiento de la microválvula se simula mediante la técnica de elementos finitos. En la Figura 5 se presenta la geometría de la microválvula con el mallado realizado con 3044 elementos prismáticos de base triangular. El problema fue resuelto por etapas: en primer término se resuelve el campo térmico, luego el elástico y por último el campo fluídico. Se utiliza un método de resolución directo.

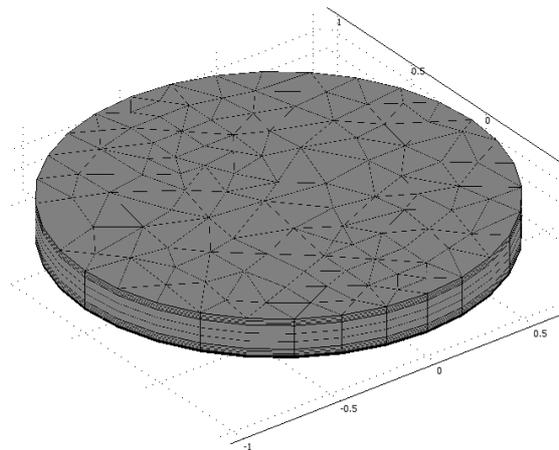


Figura 5: Mallado de la microválvula

El mecanismo de actuación del diafragma se modela mediante un acoplamiento termo-elástico como analogía del principio electromecánico que describe el funcionamiento de los actuadores basados en polipirrol.

Se resuelve la ecuación 13, para todo el dominio sólido del problema, fijando las temperaturas en las caras externas del actuador para cuatro valores distintos.

$$-\nabla \cdot (k \cdot \nabla T) = 0 \tag{13}$$

Como condición de borde se fija la temperatura en las caras externas del actuador, en la superficie inferior a las temperaturas -0,33; -0,465; -0,57; -0,67; -0,75 y la superficie superior a las temperaturas 0,33; 0,465; 0,57; 0,67; 0,75. El gradiente térmico representa la diferencia de potencial eléctrico con el cual se energiza el actuador.

El acoplamiento del campo térmico con la deformación del sólido se realiza mediante el coeficiente de expansión térmica, como se observa en la ecuación 14.

$$\begin{bmatrix} \sigma_x \\ \sigma_y \\ \sigma_z \\ \tau_{xy} \\ \tau_{yz} \\ \tau_{xz} \end{bmatrix} = D \cdot \begin{bmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \\ \varepsilon_z \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{yz} \\ \gamma_{xz} \end{bmatrix} - \alpha \begin{bmatrix} T - T_{ref} \\ T - T_{ref} \\ T - T_{ref} \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \tag{14}$$

Debido al gradiente de temperatura una de las placas del actuador se expande y la otra se contrae, el actuador tiene el borde de contacto con la cámara hidráulica fijo, modelando el pegado.

El coeficiente de expansión térmica se selecciona como el valor que permite minimizar el error (ecuaciones 15 y 16) entre los valores calculados con la ecuación 4 y los valores obtenidos de la simulación para distintos coeficientes de expansión térmica.

$$Error (temp) = \sum_1^n (w_{teorico}(r) - w_{simulado}(r)) \quad (15)$$

$$Error \_ cuadrático = \sum_1^m Error (temp, \alpha_{cont}) \quad (16)$$

#### 4.1 Fluido

El humor acuoso se describe mediante la ecuación de Stokes para estado estacionario, considerando que se comporta como un fluido laminar, despreciando los efectos de las fuerzas inerciales sobre el fluido. Y la ecuación de conservación de masa que asume que el fluido es incompresible.

$$\nabla \cdot [-p \cdot I + \eta(\nabla u + (\nabla u)^T)] = 0 \quad (17)$$

El dominio físico donde se resuelve el campo fluídico está determinado por el desplazamiento del diafragma, para acoplar los campos se utiliza una malla que se ajusta en el espacio siguiendo la superficie de la estructura mediante el algoritmo equipotencial de Winslow (Souli et al, 2000).

Para la resolución del problema se fijan las presiones de entrada y salida.

## 5 RESULTADOS

En la siguiente tabla se presentan los valores de curvatura para un actuador de tres capas con un diámetro de 2mm, calculados con el módulo mecánico del macromodelo

Deformación $e_s$	Curvatura	
	Lineal	No lineal
0,01	42,97	39,39
0,015	64,46	54,82
0,02	85,95	67,75
0,025	107,43	78,8
0,03	198,92	88,45

Tabla 3: Curvatura para distintos valores de deformación.

En la Figura 6 se presenta el desplazamiento del ápex del diafragma considerando la curvatura para pequeñas y grandes deformaciones y dos valores posibles del módulo de Young del polipirrole.

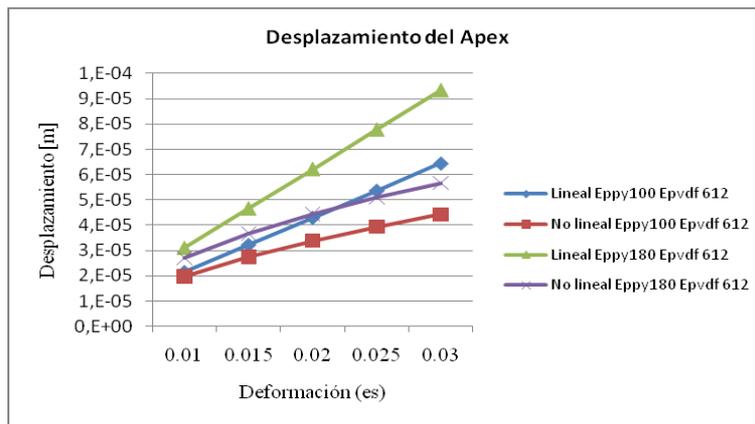


Figura 6: Desplazamiento del ápex del diafragma.

En la Figura 7 se observa el desplazamiento del diafragma ( $\Delta T=1,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ ).

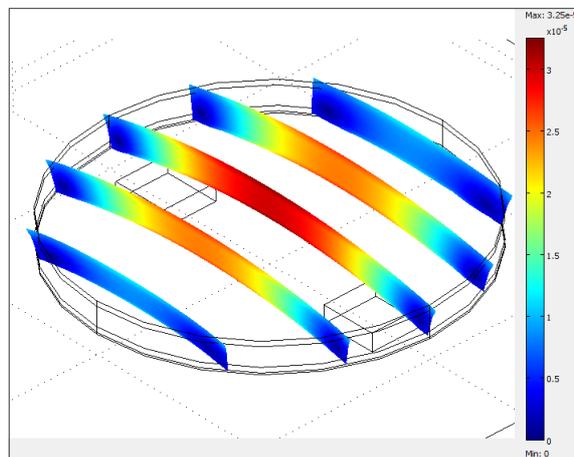


Figura 7: Desplazamiento del diafragma por efecto térmico ( $\Delta T=1,5^{\circ}\text{C}$ )

En la Figura 8 se compara el desplazamiento del diafragma calculado con el módulo mecánico del macromodelo para las curvaturas 39,39; 54,82; 67,75; 78,8 y 88,45 con el resultado obtenido con la simulación para un  $\alpha=0,094$  para las temperaturas 0,33; 0,465; 0,57; 0,67; 0,75.

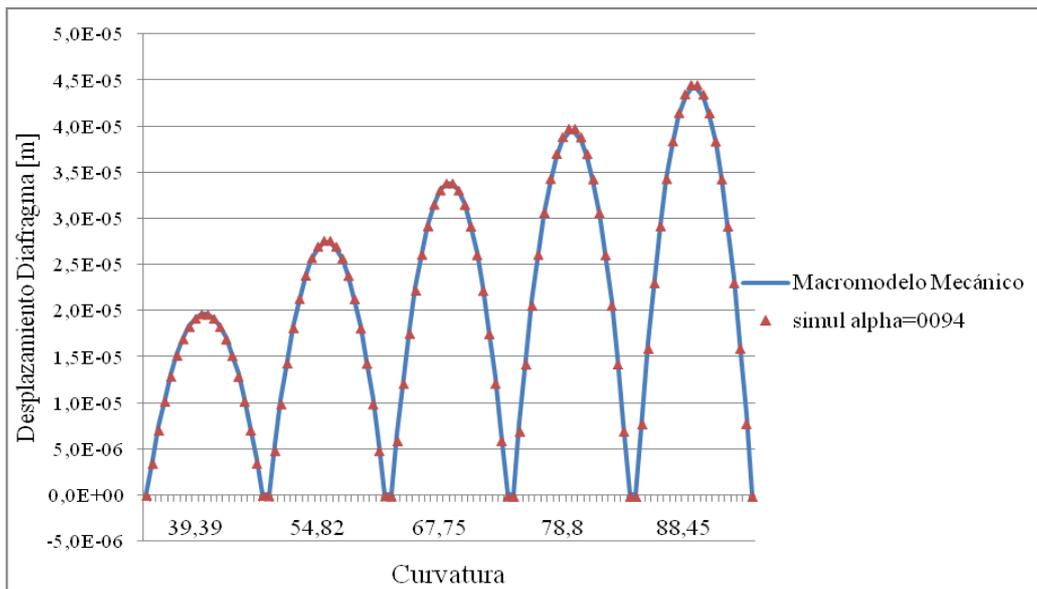


Figura 8: Flexión del diafragma

En la Tabla 4 se presenta un resumen de los errores entre los valores de la simulación y los valores obtenidos con el módulo mecánico del macromodelo para distintos  $\Delta T$ , los errores fueron calculados utilizando la ecuación 15 y 16. El error cuadrático es minimizado cuando el coeficiente de expansión térmica es 0,094.

	Error Cuadrático		
	Simulación - coeficiente de expansión térmica		
Temp/voltaje	0,08	0,094	0,1
0,33	7,32E-11	1,70E-12	2,65E-11
0,465	1,20E-10	2,12E-12	6,93E-11
0,57	2,05E-10	4,02E-12	8,74E-11
0,67	2,41E-10	4,46E-12	1,51E-10
0,75	3,15E-10	5,52E-12	1,79E-10

Tabla 4: Errores para distintos coeficientes de expansión térmica

En la Figura 9 se presenta el campo de velocidades del fluido cuando el actuador está energizado con un gradiente térmico de  $\Delta T=1,5$  °C.

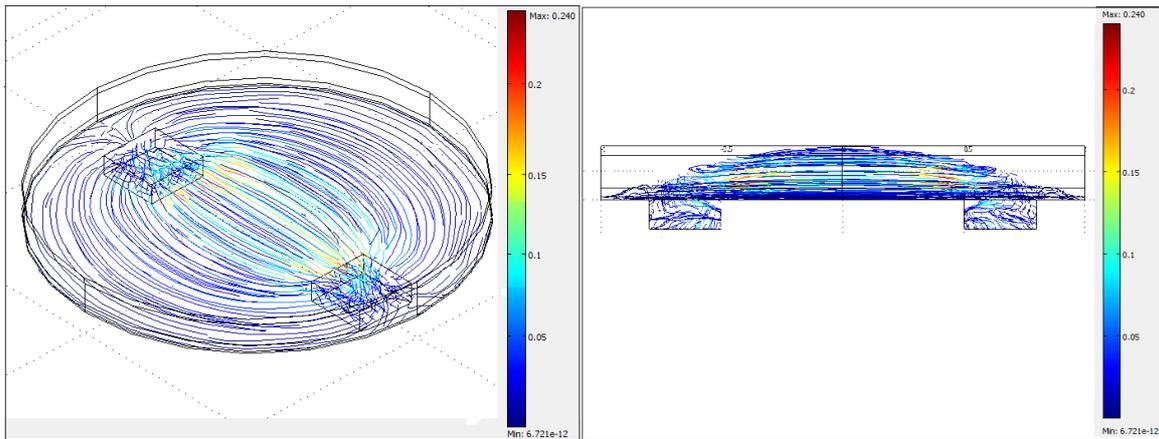


Figura 9: Campo de velocidades del fluido en la microválvula

En la Figura 10 se presenta el acoplamiento entre los campos fluidicos, mecánico y térmico para una microválvula de 2 mm de diámetro y 10um de altura de cámara.

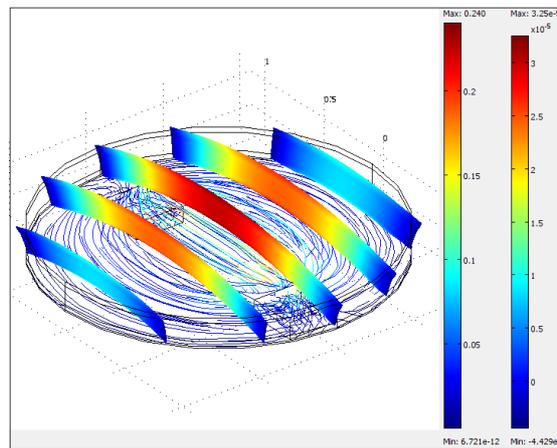


Figura 10: Acoplamiento Fluido-Termo-elástico

En la Tabla 5 se presentan la variación del caudal cuando el diafragma de la microválvula es actuado térmicamente, para una microválvula de 2000 um de diámetro y para distintas alturas de cámara.

h cámara	Temperatura					
	0	0,33	0,465	0,57	0,67	0,75
2	9,17E-13	5,65E-10	1,31E-09	2,14E-09	3,24E-09	4,41E-09
4	6,89E-12	7,21E-10	1,57E-09	2,52E-09	3,69E-09	4,81E-09
6	2,61E-11	1,02E-09	2,02E-09	3,08E-09	4,34E-09	5,52E-09
10	1,11E-10	1,57E-09	2,85E-09	4,17E-09	5,70E-09	7,13E-09

Tabla 5: Resultados del modelo MEF

En la Tabla 6 se presentan los resultados obtenidos utilizando el macromodelo para un gradiente de presión es de 934Pa y para las distintas microválvulas.

h cámara	Curvatura					
	0	39,39	54,82	67,75	78,8	88,45
2	7,54E-12	5,68E-10	1,03E-09	1,52E-09	2,02E-09	2,51E-09
4	3,01E-11	7,07E-10	1,21E-09	1,74E-09	2,27E-09	2,79E-09
6	6,80E-11	8,60E-10	1,41E-09	1,98E-09	2,54E-09	3,09E-09
10	1,88E-10	1,12E-09	1,85E-09	2,50E-09	3,13E-09	3,73E-09

Tabla 6: Resultados obtenidos con el macromodelo

## 6 CONCLUSIONES

En este trabajo se desarrolla un macromodelo que permite describir el funcionamiento de la microválvula con menor costo computacional que el que demanda la simulación de las diferentes partes del microsistema. El uso del macromodelo permite optimizar el proceso de diseño y validación del dispositivo.

Se observa que el módulo microfluido de la microválvula debe ser optimizado en futuros trabajos, no pudiendo describirse el fluido por la ecuación de Hagen Poiseville.

El macromodelo desarrollado permite reproducir el comportamiento del actuador de la microválvula cuando es energizado eléctricamente y también puede ser utilizado como un bloque en software de simulación de circuitos electrónicos integrado con la microelectrónica asociada al MEMS.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen el apoyo económico al Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET).

## REFERENCIAS

- Alici Gürsel, Metz Philippe and Spinks Geoffrey M, A methodology towards geometry optimization of high performance polypyrrole (PPy) actuators *Smart Mater. Struct.* 15 243 . Volume 15, Number 2 (2006)
- Alici Gursel, Devaud Valerie, Renaud Philippe and Spinks Geoff, Conducting polymer microactuators operating in air *J. Micromech. Microeng.* 2009
- Byunghoon Bae. Nakhoon Kim. Hongseok Kee. Seon-Ho Kim. Yeon Lee. Sangho Lee. and Kyihwan Park. Feasibility test of an Electromagnetically driven valve actuator for glaucoma treatment. *Journal of Microelectromechanical Systems* Vol 11 No. 4 August 2002
- Chian-Huey Hong. MD. Analisa Arosemena. MD. David Zurakowski. PhD. and Ramesh S. Ayyala. MD. FRCS. FRCOphth. Glaucoma Drainage Devices: A Systematic Literature Review and Current Controversies *Survey of Ophthalmology.* Volume 50. Number 1. January-February 2005
- Christophersen M., Shapiro B., Smela E. Characterization and modeling of PPy bilayer microactuators.

- Part 1: Curvature Sens. Act. B, 115, 596-609 (2006)
- Fang Yang, Tan Xiaobo, Alici G, Robust Adaptive Control of Conjugated Polymer Actuators, Control Systems Technology, IEEE Transactions on , vol.16, no.4, pp.600-612, July 2008
- Fang Yang, Xiaobo Tan, Gursel Alici, Redox level-dependent impedance model for conjugated polymer actuators, Sensors and Actuators B: Chemical, Volume 132, Issue 1, 28 May 2008, Pages 182-190, ISSN 0925-4005 0925-4005
- Guyton Arthur C.. Hall John E.. Fisiología Medica. 2006
- Goettsche, T.; Schumacher, A.; Kohnle, J.; Messner, S.; Zengerle, R.; , "Highly integrated oral drug delivery system with valve based on Electro-Active-Polymer," Micro Electro Mechanical Systems, 2007. MEMS. IEEE 20th International Conference on , vol., no., pp.461-464, 21-25 Jan. 2007
- Kim Jung Ho, King Tong Lau, Diamond, D., Fabrication of Microfluidic Pump Using Conducting Polymer Actuator, Sensor Networks, Ubiquitous and Trustworthy Computing, 2008. SUTC '08. IEEE International Conference on , vol., no., pp.457-463, 11-13 June 2008
- Madden J.D.W., Conducting polymer actuators, PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2000.
- Mortlmer M. Chrnn Current Topics in Membranes. Volume 45 - The Eye's Aqueous Humor- From Secretion to Glaucoma . 1998
- Sasseti Fernando L., Guarnieri Fabio A. Interacción Fluido Estructura en una Microválvula para el Control de la Presión Intraocular. MECANICA COMPUTACIONAL. Tandil: AMCA, 2009. vol. 28 p.2111-2121
- Sit AJ. Continuous monitoring of intraocular pressure: rationale and progress toward a clinical device. 1: J Glaucoma. 2009 Apr-May;18(4):272-9
- Smela Elizabeth Microfabrication of PPy microactuators and other conjugated polymer devices. J. Micromech. Microeng. 9 (1999)
- Souli. M A. Ouahsine. L. Lewin ALE formulation for fluid-structure interaction problems. Comput. Methods Appl. Mech. Engrg. 190 (2000) 659-675
- Tingrui Pan. Antonio Baldi. Babak Ziaie Remotely adjustable check-valves with an electrochemical release mechanism for implantable biomedical microsystems. BirckNanotechnologyCenter.Other Nanotechnology Publications Purdue Libraries 2007