



ANÁLISIS DE TENSIONES DEFORMACIONES EN UN ACTUADOR PARA DISPOSITIVO BIOMEMS UTILIZANDO FEM.

Fernando L. Sasseti^a, Martín A. Zalazar^a, Nicolás Vottero y Fabio A. Guarnieri^{a,b}

^aFacultad de Ingeniería, Bioingeniería, UNER, Ruta 11 km 10, Oro Verde (3100), Argentina

^bCIMEC, INTEC (UNL-CONICET), PTLC, El pozo, Santa Fe (3000), Argentina.

Palabras clave: MEMS, BioMEMS, polipirrol, actuador, FEM.

Resumen: *Propósito:* Para la lograr la integración en microdispositivos implantables se requiere disponer de actuadores con bajo nivel de consumo y con una vida útil prolongada. En la actualidad se pueden construir actuadores con bajas corrientes y tensiones eléctricas de actuación utilizando polímeros conductivos. La vida útil de los actuadores es afectada por fenómenos de delaminación en la interfase metal-polímero. *Objetivo:* Cuantificar y analizar las tensiones mecánicas que se presentan en el actuador cuando es estimulado eléctricamente. *Metodología:* En este trabajo se analizan las distribuciones de tensiones-deformaciones en un actuador de PPy (DBS) a partir de estimularlo eléctricamente y registrar las posiciones del actuador. Con la descripción de las posiciones de actuador y sus propiedades materiales, se calcularon las tensiones mecánicas presentes usando un modelo FEM 2D; se analizaron las deformaciones resultantes en la viga a partir de imponer los desplazamientos observados en forma experimental. La viga se modeló como un sólido elástico lineal e isotrópico. Se compararon los resultados obtenidos con los provenientes de modelos analíticos. *Resultados:* Se presentaron los registros con la descripción cinemática del actuador y su relación con el flujo de iones en el material polimérico. Las máximas excursiones del actuador se obtuvieron cuando el polímero se estimulo con 1V y -1,12 V. Cuando es energizado con 1V, el polímero expulsa iones de su matriz porosa obteniendo un radio de curvatura de 11,60 mm; cuando se lo estimula con -1,12 V ingresan iones obteniendo una curvatura de 66,17 mm. Se encontró que para una curvatura de 66,77 mm, la deformación del sustrato del actuador fue de -0,1% (compresión). *Conclusiones:* Con el modelo en elementos finitos se observan las regiones del actuador donde se concentran las tensiones identificando rangos de funcionamiento que eviten la delaminación el actuador. El modelo numérico presentado, permite simular y evaluar el comportamiento de actuadores con dimensiones no uniformes en el espesor de polímeros conductores.

1 INTRODUCCIÓN

La tecnología MEMS (Sistemas MicroElectroMecánicos) se basa en una serie de herramientas y metodologías que se utilizan para formar pequeñas estructuras con dimensiones en la escala del micrómetro. Es una tecnología relativamente nueva, heredada de la tecnología de circuitos integrados (IC), en la cual la mayoría de los dispositivos están contruidos en obleas de silicio (Madou, 2012).

En el ámbito médico, las intervenciones terapéuticas tempranas podrían dar lugar a mayores tasas de supervivencia, mejor calidad de vida para el paciente y disminución en los costos para el sistema de salud. Como consecuencia de ello, se necesita un cambio de paradigma en tecnología médica hacia dispositivos más fiables, más rápidos, capaces de ser controlados en forma activa y de bajo costo. Afortunadamente ya existen este tipo de tecnologías en el mercado: los BioMEMS.

Esta tecnología es el resultado de la integración de micropiezas estructurales y funcionales tales como microcanales, microdepósitos, microsensores y microactuadores y recientemente han evolucionado para superar algunas limitaciones impuestas por el estado actual de la tecnología farmacéutica. Los BioMEMS para aplicaciones terapéuticas son altamente reproducibles, podrían integrarse con la electrónica y controlado activamente y los costos se abaratarían notablemente al fabricarse en serie.

El desarrollo de la tecnología MEMS 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.

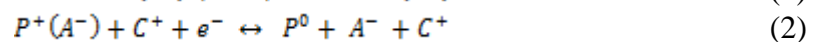
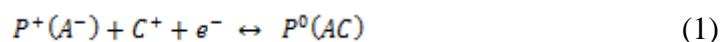
En las últimas décadas se ha investigado y desarrollado sensores y actuadores basados en el uso de materiales electroactivos, siendo el polipirrol (PPy) uno de los más utilizados. Las características más sobresalientes del mismo son que presenta grandes deformaciones cuando es estimulado con pequeñas tensiones o corrientes.

Los actuadores contruidos 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 (2008) y Fang (2010).

Los polímeros conductores por su estructura y enlaces químicos tienen conductividad eléctrica; los más comunes son el poliacetileno, polipirrol, politiofeno y polianilina que poseen átomos de carbono en la cadena principal con hibridación sp^2 .

Para que un polímero con esta estructura conduzca la electricidad, el electrón necesita una gran cantidad de energía para poder ocupar este tipo de orbital, ya que la separación energética entre el mismo y los orbitales electrónicos ocupados es grande pero se puede reducir significativamente mediante dopaje (Márquez and Márquez, 2003).

El polímero dopado o en estado natural puede representarse por:



donde P^+ representa el estado dopado (oxidado) y P^0 representa el estado natural o reducido; $P^+(A^-)$ significa que el anión A^- es incorporado en el polímero como dopante. La Ecuación (1) presenta el caso del anión inmóvil A^- , donde el catión C^+ entra al film para

mantener la neutralidad de cargas cuando el polímero vuelve a su estado natural o reducido, resultando en una expansión del volumen. En la Ecuación 2 el anión es móvil y es expelido en la reducción y el volumen se contrae (Smela 1999).

Para modificar las propiedades del PPy se puede utilizar como dopante el docecylbensulfonato (DBS), que se incorpora a la matriz polimérica mediante procesos electroquímicos en medios acuosos durante el proceso de síntesis. El PPy(DBS) puede operar en electrolitos acuosos y mediante la aplicación de voltajes producirse reacciones de oxidoreducción que modifican las distintas propiedades del material: conductividad, intercambio de iones, hidrofobicidad, dimensiones geométricas.

La relación entre el dopante y el monómero puede ser elevada superando el 50% en peso. El grado de dopado en el PPy es elevado comparado con cualquier semiconductor inorgánico (una molécula de DBS cada 4 del monómero de Pirrol) (Smela, 1999; Wallace et al. 2009). Estudios demuestran que el máximo nivel de dopado ocurre cuando se aplican potenciales de cercanos al potencial de oxidación de pirrol a 1.4 voltios (Prissanaroon et al. 2004).

El PPy(DBS) en soluciones acuosas presenta estabilidad en el largo plazo; opera tomando del electrolito y expulsando de la matriz polimérica pequeños iones positivos durante los procesos de reducción y oxidación controlados por voltaje. Esta característica hacen del material PPy(DBS) un material biocompatible, pudiendo actuar en medios acuosos que contienen pequeños iones positivos como Na, K, Ca (Shimoda and Smela, 1998).

Uno de los principales problema a resolver de los actuadores de PPy(DBS) es como incrementar la vida útil de los mismos, generalmente presentan procesos de delaminación entre las capas del metal y el polímero conductor (Smela, 1998).

Para modelar el comportamiento mecánico del Au-PPy(DBS) cuando el PPy(DBS) se deforma, usualmente se utiliza el modelo de Timoshenko para pares bimetalicos y así considerar las deformaciones de corte; el modelo tiene en cuenta la deformación de corte y los efectos de inercia rotacional, lo que es adecuado para describir el comportamiento de vigas cortas, vigas compuestas o vigas sujetas a la excitación de alta frecuencia (Christophersen et al 2006).

En este trabajo cuantificaron y analizaron las tensiones mecánicas que se presentan en el actuador; se analizaron las distribuciones de tensiones-deformaciones en un actuador de PPy (DBS) a partir de estimularlo eléctricamente y registrando las posiciones del actuador. Con la descripción de las posiciones del actuador y sus propiedades materiales, se calcularon las tensiones mecánicas presentes usando un modelo numérico (modelo de elementos finitos) y se analizaron las deformaciones resultantes en la viga a partir de imponer los desplazamientos observados en forma experimental.

2 METODOLOGÍA

Esta sección se divide en dos partes en la primera se describe el proceso de fabricación y caracterización de los actuadores y en la segunda se presenta la metodología de MEF para el análisis del problema antes mencionado.

2.1 Microfabricación

La fabricación de la viga se puede dividir en dos procesos: metalizado del sustrato y depósito del PPy(DBS) sobre el metalizado. En las experiencias realizadas se utilizó como sustrato poliamida de 25,4 μm de espesor (Kapton®, Dupont).

La superficie de Kapton se metalizó mediante un depósito de oro (Au) por *sputtering*. El proceso se realizó en vacío con una presión inicial de aire $P_0 \leq 1\text{mTorr}$ utilizando la bomba

difusora; se llegó a la presión de trabajo $P_w=140-150$ mTorr con aporte de Argón. Se aplicó una tensión $V_s=1500$ V con corrientes $I_s= 4-6$ mA durante 15 minutos a temperatura ambiente, alcanzando un espesor aproximado de 400nm. Se construyeron actuadores lineales (vigas en voladizo) cortando de láminas de Kapton-Au con dimensiones de 1 x 27 mm.

Los depósitos de PPy(DBS) se efectuaron en una celda electroquímica con dos electrodos. Como solvente se utilizó agua deionizada con bajas concentraciones de oxígeno en solución; para lograr esta baja concentración, se burbujeó nitrógeno en el solvente.

La duración del proceso de electropolimerización se calculó utilizando la Ecuación 3 propuesta por Smela (1999) para una densidad de corriente de 0,1mA/cm² y un espesor de 10 μm :

$$\text{Espesor (Amstrong)} = -150 + (53 \cdot \text{densidad de carga}) \quad (3)$$

$$\text{Densidad de carga} = \frac{\text{tiempo (seg)} \cdot \text{Corriente (mA)}}{\text{Area (cm}^2\text{)}} \quad (4)$$

2.2 Caracterización

Para determinar los voltajes donde ocurre la oxidación y la reducción del polímero, se recurre a la técnica electroquímica denominada ciclovoltamperometría donde el material es estimulado en una celda electroquímica (incorporando a la celda un tercer electrodo de referencia) (Bard and Faulkner, 2001) con una onda triangular de tensión. La ciclovoltamperometría del PPy(DBS) se realiza en el rango de tensión de 0 a -1 V con respecto al electrodo de Ag/AgCl.

Para determinar los tiempos de respuesta del material se utiliza la técnica electroquímica de cronoamperometría (Bard and Faulkner, 2001); el polímero se estimula con un escalón de con respecto al electrodo de referencia Ag/AgCl y los iones de Na^+ se mueven dentro del polímero. Durante la oxidación y la reducción del PPy, ocurren cambios conformacionales que introducen retardos en la respuesta en corriente; la respuesta corriente-tiempo es la suma de dos procesos: a) los cambios conformacionales del PPy y b) la difusión de los iones de sodio (Berdichevsky Yevgeny and Lo Yu-Hwa, 2008). El carácter anisotrópico del material se debe a la orientación de las cadenas de polímero y de los aniones dopantes y de las condiciones de síntesis.

Se utilizó una celda electrolítica con agua deionizada como electrolito, con bajo contenido de oxígeno y concentración 0.1 Molar de DBS. Se utilizó un generador de señal GFG-8219A Instek y un osciloscopio GDS-806C Instek.

Para la obtención de las imágenes se utilizó una cámara de video Micron de 1.3 Megapíxeles con tamaño de pixel 3,6 μm x3,6 μm . Se utilizó la interfase de Kinovea, software libre que permite relevar la posición, la velocidad y la aceleración de marcas en un cuerpo en movimiento (www.kinovea.org).

El esquema presentado en la Figura 1 se describe el conexionado eléctrico de la celda electroquímica con el osciloscopio, el generador de señales y la resistencia de medición (R_m). La corriente que circula por la celda se calcula a partir de medir la tensión sobre R_m en el osciloscopio.

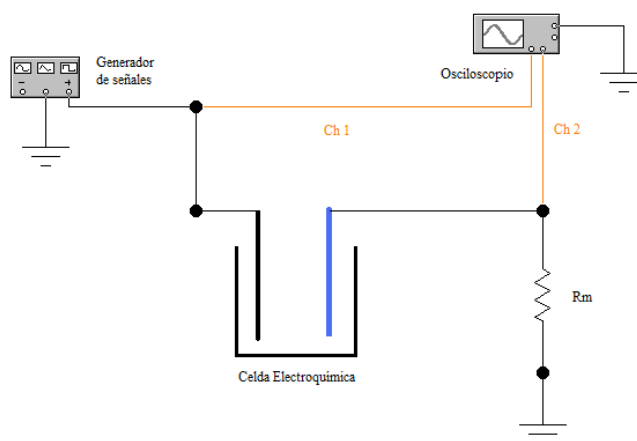


Figura 1: Conexión de la celda electroquímica.

2.3 Modelo de Elementos Finitos

La teoría básica de la deformación plana representa el problema plano fundamental de la elasticidad. Con el objetivo de conocer las deformaciones que se originan en el actuador antes y después de su estimulación, se modeló la viga como una estructura bidimensional. Se resolvieron los desplazamientos globales (u, v) en las direcciones x y y , donde para un estado de deformación plana, los componentes ε_z , ε_{yz} , y ε_{xz} del tensor de deformaciones se asumen nulos.

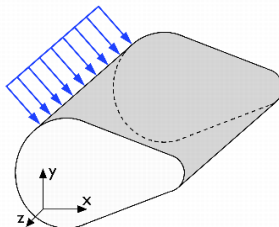


Figura 2: Cuerpo sujeto a tensiones, que puede modelarse con deformaciones planas.

Ecuaciones gobernantes del campo de deformaciones planas

Las siguientes ecuaciones presentan los desplazamientos:

$$u = u(x, y) \quad (5)$$

$$v = v(x, y) \quad (6)$$

$$w = 0 \quad (7)$$

Asumiendo pequeñas deformaciones se tienen las ecuaciones 8-10 para la relación deformación-desplazamientos

$$\varepsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x} \quad (8)$$

$$\varepsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y} \quad (9)$$

$$\varepsilon_{xy} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \right) \quad (10)$$

Ecuaciones constitutivas:

$$\varepsilon_x = \frac{1}{E} \sigma_x - \frac{\nu}{E} (\sigma_y + \sigma_z) \quad (11)$$

$$\varepsilon_y = \frac{1}{E} \sigma_y - \frac{\nu}{E} (\sigma_x + \sigma_z) \quad (12)$$

$$\varepsilon_z = 0 = \frac{1}{E} \sigma_z - \frac{\nu}{E} (\sigma_y + \sigma_x) \quad (13)$$

$$\sigma_z = \nu (\sigma_x + \sigma_y) \quad (14)$$

Ecuaciones de equilibrio:

$$\frac{\partial \sigma_x}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \mathbf{F}_x = 0 \quad (15)$$

$$\frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_y}{\partial y} + \mathbf{F}_y = 0 \quad (16)$$

El software utilizado para resolver el problema, resuelve las ecuaciones de equilibrio de manera debilitada:

$$-\nabla \cdot \boldsymbol{\sigma} = \mathbf{F} \quad (17)$$

La sustitución de las relaciones de tensión-deformación y deformación-desplazamientos en las ecuaciones de equilibrio estático, produce las ecuaciones de equilibrio de Navier expresada en desplazamientos.

Ecuaciones de Navier:

$$\mu \nabla^2 \mathbf{u} + (\lambda + \mu) \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial x} + \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial y} \right) + \mathbf{F}_x = 0 \quad (18)$$

$$\mu \nabla^2 \mathbf{v} + (\lambda + \mu) \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial x} + \frac{\partial \mathbf{v}}{\partial y} \right) + \mathbf{F}_y = 0 \quad (19)$$

Las propiedades de los materiales modelados se resumen en la [Tabla 1](#). Los materiales fueron modelados como elástico lineal e isotrópicos. Las propiedades del PPy(DBS) fueron extraídas del trabajo de [West et. al 2009](#) y de la hoja de datos (Propiedades Mecánicas) del kapton.

Tabla 1: Materiales del actuador.

Material	Propiedades Mecánicas			Dimensiones [m]		Núm. de elementos	
	Densidad [Kg/m ³]	E [GPa]	Coef. Poisson	X	y	x	Y
Kapton	1420	2.5	0,34	15e-3	25e-6	300	6
PPy(DBS)	1500	0.08	0,33	15e-3	11.3e-6	300	6

2.4 Mallado

La discretización espacial se realizó con una malla estructurada de 3600 elementos, que se presenta en la **Figura 3**. Las funciones de forma fueron cuadráticas, se usó integración de 4to orden y elementos cuadriláteros en la discretización.



Figura 3: Mallado estructurado del actuador.

Para la viga de Kapton-PPy(DBS), las variables incógnitas fueron resueltas, esto es, los desplazamientos (u_x , u_y).

2.5 Herramienta de simulación

La viga se modeló como un sólido elástico lineal isotrópico 2D (deformaciones planas). Las simulaciones se realizaron con el programa *COMSOL Multiphysics* que permite resolver problemas del tipo multifísica. Los efectos de amortiguamiento fueron despreciados para el sistema de la viga y en los bordes se impusieron condiciones libres. Las tensiones normales (σ_n) se consideraron nulas en los bordes y se prescribieron los desplazamientos en la dirección y para la posición inicial (Γ_{ini}) y final (Γ_{final}) de la viga:

$$\begin{aligned}\sigma_n &= 0 && \text{en } \partial\Omega \\ u_y &= u_{ini} && \text{en } \Gamma_{ini} \\ u_y &= u_{final} && \text{en } \Gamma_{final}\end{aligned}$$

Se prescribió el desplazamiento en $y=0$ utilizando polinomios de grado 3 obtenidos de las imágenes registradas para el estado inicial y de mayor excursión de la viga (estado final), considerando que la viga puede rotar en la posición $x=y=0$.

El problema fue de 30050 grados de libertad, para la resolución se utilizó un método directo UMFPACK (rutina para resolver sistemas lineales sparse asimétricos).

3 RESULTADOS ALCANZADOS

3.1 Viga de Kapton-Au-PPy(DBS)

En la **Tabla 2** se presentan los parámetros que describen el proceso de electropolimerización del PPy(DBS) y las dimensiones de la viga:

Tabla 2: Parámetros del proceso de electropolimerización y de la viga obtenida.

Parámetros de la electrodeposición			Largo [mm]	Ancho [mm]	Espesor [μm]		
Corriente de depósito	Duración del depósito	Espesor teórico PPy			Próximo	medial	Distal
0,2 mA	40 min	9,4 [μm]	15	1	16	11	17

La celda analizada está compuesta por una viga de Kapton-Au-PPy(DBS) con una superficie de 15 mm^2 y un espesor promedio de $11,33 \mu\text{m}$, obtenido del proceso de polimerización de 40 minutos con una densidad de corriente de $1,33 \text{ mA/cm}^2$.

Para la caracterización de la viga se realizó una cronoamperometría y se analizó la cinemática de la viga durante la actuación en una celda electroquímica de 0,1 Molar de NaDBS. La celda fue estimulada con una señal cuadrada de 59,4 mHz. En la [Tabla 3](#) se observan los valores de tensión aplicada y el período de la señal.

Tabla 3: Señal de estimulación de la celda.

Parámetros	Descripción	Valor	Unidad
Vpp	Voltaje pico a pico	2	V
Vmáx	Voltaje máximo	1	V
Vmin	Voltaje mínimo	-1,12	V
T	Periodo de la Señal	16,83	S

Se registraron los valores de las corrientes máximas y mínimas medidas en seis ciclos de la señal de respuesta. A partir de los mismos se calcularon los valores de resistencia de la celda electroquímica y la capacidad del circuito RC (modelando la celda como un circuito RC).

En la [Tabla 4](#) se muestran los cálculos de la capacidad volumétrica del actuador considerando que la capacidad esta mayoritariamente concentrada en el actuador, utilizando un valor promedio entre los diferentes valores de espesor reportados en la [Tabla 2](#).

Tabla 4: Capacidad volumétrica.

	Hemiciclo (+)	Hemiciclo (-)	Unidades
Capacidad	4,94E-03	3,93E-03	F
Volumen	1,70E-10	1,70E-10	m^3
Capacidad Volumétrica	2,91E+07	2,32E+07	F/m^3

La resistencia eléctrica de la celda está en el rango comprendido entre 182,91 y 194,74 Ohm y la capacidad entre 3,93E-03 y 4,94E-03 Faradios. La capacidad volumétrica del actuador se puede estimar en el rango de $2,32\text{e}7$ y $2,91\text{e}7 \text{ F/m}^3$.

Se filmó el movimiento del actuador en la celda a 32 cuadros/seg utilizando el software *Kinovea* y se obtuvieron las posiciones del extremo en un periodo de 46,93 segundos. En la [Figura 4](#) se presenta el eje coordenado XY de referencia y los desplazamientos del extremo de la viga en relación al eje coordenado.

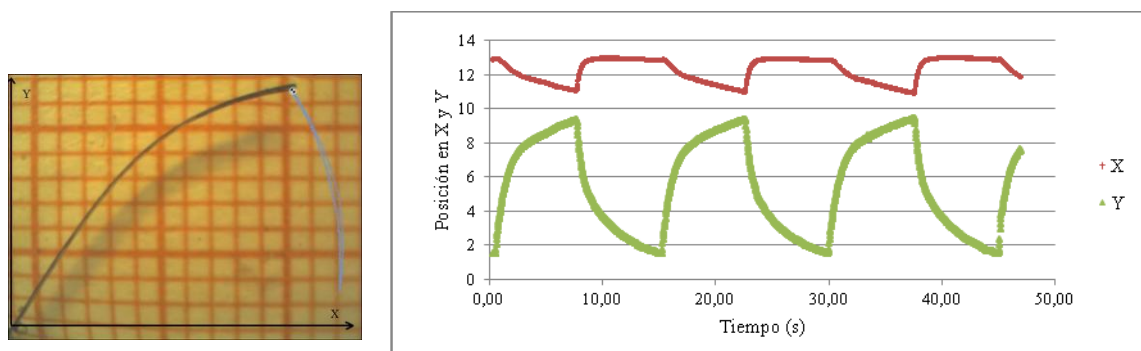


Figura 4: Movimiento del actuador en la celda de caracterización. Izq: Ejes coordenados. Der: Desplazamientos en el eje X y Y del extremo de la viga.

En base a las imágenes registradas (Figura 5), se obtuvieron los parámetros para el cálculo de la curvatura, utilizando la Ecuación 3:

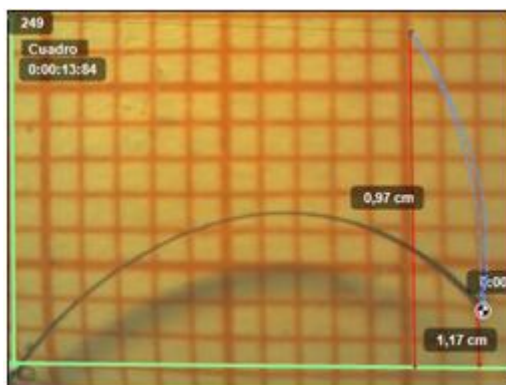


Figura 5: Parámetros para el cálculo de la curvatura.

El radio de curvatura de la viga pasa de 11,60 a 66,17 mm cuando el voltaje pasa de 1 a -1,12 V como se observa en la Tabla 5:

Tabla 5: Radio de curvatura de la viga, experiencia 1.

Voltaje	δ [mm]	Long[mm]	K [mm ⁻¹]	R [mm]
1 V	1,7	15	0,015	66,17
-1,12 V	9,7	15	0,086	11,60

3.2 Análisis de deformaciones en la viga

En la Figura 6 se presenta la posición de la viga en el plano XY, para el estado inicial y para el de máxima excursión (estado final), interpolados con polinomios de tercer orden:

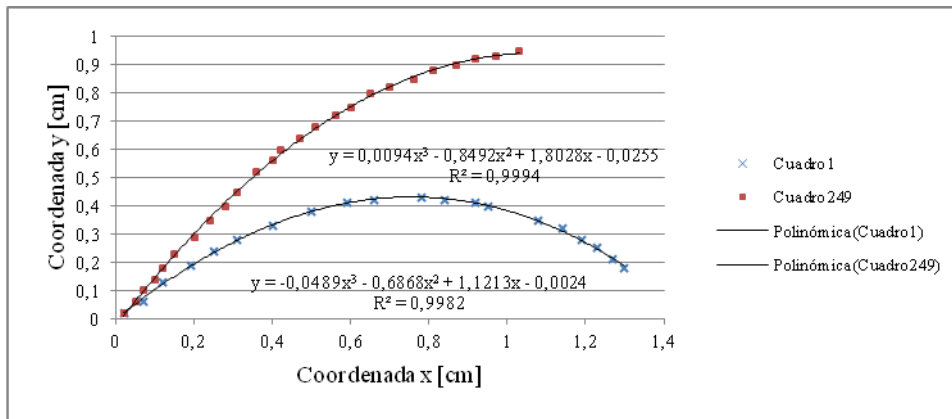


Figura 6: Posición inicial y de máxima excursión de la viga en el plano XY.

En base a las descripciones geométricas, se simuló la viga utilizando un software de elementos finitos. Se analizaron las deformaciones resultantes en la viga a partir de imponer los desplazamientos observados en la Figura 6.

Se reprodujeron la posiciones inicial y de máxima excursión de la viga, prescribiendo el desplazamiento de la base del actuador utilizando las siguientes condición de borde:

$$u_{ini} = -(480.08 * x^3) - (68.677 * x^2) + (1.1213 * x) - 2e^{-5}$$

$$u_{final} = -(94.148 * x^3) - (84.91 * x^2) + (1.8028 * x) - 3e^{-4}$$

En la Figura 7 se presenta la variación de las deformaciones ϵ_x de la posición inicial y de la máxima excursión de la viga ϵ_x2 , para $y = 0, 5, 10$ y $15 \mu\text{m}$. Se observa cualitativamente que la viga presenta tres segmentos a considerar:

- a) $0 < x < 8e-3 \rightarrow \epsilon_x2$ son mayores en valor absoluto que las ϵ_x
- b) $8e-3 < x < 1,2e-2 \rightarrow$ no se observan diferencias entre ϵ_x2 y ϵ_x
- c) $1,2e-2 < x < 1,5e-2 \rightarrow \epsilon_x$ son mayores en valor absoluto que las ϵ_x2

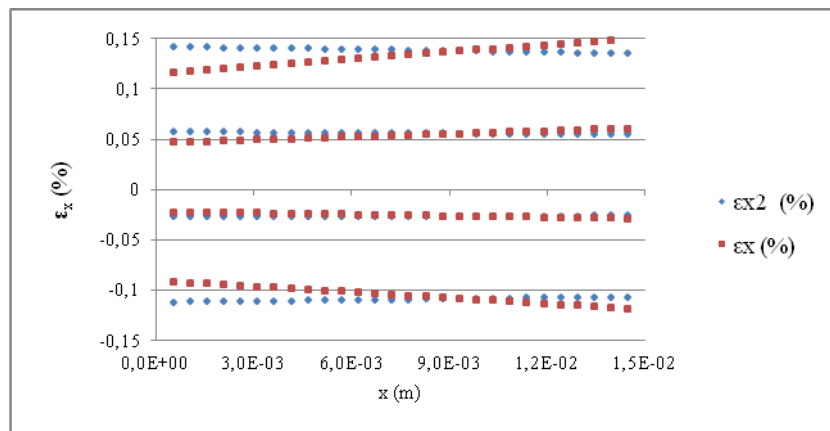


Figura 7: Comparación de las ϵ_x ($0 < x < 1,5e-2$; $y = 0, 5, 10$ y $15 \mu\text{m}$).

Se observa que los valores promedio de ϵ_x2 son mayores en valor absoluto que los valores promedios de ϵ_x . También se puede visualizar que el rango de variación entre valores

mínimos y máximos es semejante en amplitud para ambas posiciones.

Las deformaciones mayores de la viga en la posición de máxima excursión se debe a que el actuador esta energizado con un voltaje negativo con respecto al electrodo de referencia, provocando el ingreso de sodio y agua desde el electrolito a la matriz del PPy(DBS). Las tensiones normales se presentan en $x=2e-3m$, observando que en la posición de máxima excursión la tensión de interfase aumenta.

En la [Tabla 6](#) se calcula el incremento de la tensión de interfase cuando la viga pasa de la posición inicial a la posición de máxima excursión en $y=11 \mu m$.

Tabla 6. Variación de tensiones de interfase PPy(DBS)-Kapton σ_x ($x= 2e-3m$; $y=11 \mu m$)

Coordenadas		Tensiones de interfase		Variación (%)
x	y	σ_x [Pa]	σ_{x2} [Pa]	
2,00E-03	1,10E-05	3555596,83	4190294,84	15%

4 DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos en el proceso de fabricación del actuador no permitieron comparar el actuador PPy(DBS) fabricado con los fabricados y modelados por Christophersen (2006). El estado inicial del actuador no es una viga recta ([Figura 5](#)) como la obtenida por Christophersen (2006), esto se debe a que el proceso de depósito del polímero conductor no fue uniforme en todo el sustrato de poliamida-Au, generando tensiones residuales en la misma obteniendo una viga curva.

La teoría de viga clásica se utilizó para modelar la viga (actuador), en donde se considera que la deformación se encuentra por debajo del límite de deformación plástica de los materiales; de esta manera se asume que la relación tensión-deformación es lineal y que la deformación está determinada solo en forma geométrica por la curvatura de la viga.

Así, en el modelo numérico propuesto no se consideraron las no linealidades del material y se consideró que en la posición de máxima flexión no había un cambio sustancial en la geometría de la viga. En futuros trabajos se deberán contemplar los cambios en la geometría de la viga que se producen por el ingreso de los iones Na^+ a la matriz polimérica ([Metz, 2006](#); [Wang, 2008](#)).

5 CONCLUSIONES

Con el modelo en elementos finitos se puede observar las regiones del actuador donde se concentran las tensiones. Es una herramienta útil que permite evaluar en el momento del diseño de los actuadores, las excursiones máximas tolerables para evitar esfuerzos que delaminen el actuador.

El modelo numérico presentado, a diferencia de los modelos analíticos disponibles para el análisis de actuadores, permite simular y evaluar el comportamiento de actuadores con dimensiones no uniformes en el espesor de polímeros conductores.

En el futuro se podría caracterizar el actuador utilizando el método de elementos finitos contemplando la capa de Au y compararlo con los resultados analíticos.

6 RECONOCIMIENTOS

Los autores desean agradecer la ayuda financiera recibida por el Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Argentina.

REFERENCIAS

- Alici, G., Metz, P., & Spinks, G. M. (2006). A methodology towards geometry optimization of high performance polypyrrole (PPy) actuators. *Smart materials and structures*, 15(2), 243
- Alici, G., Devaud, V., Renaud, P., & Spinks, G. (2009). Conducting polymer microactuators operating in air. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 19(2), 025017.
- Bard, AJ and Faulkner, LR, (2001) *Electrochemical Methods: Fundamentals and Applications*, 2nd edn, New York, Wiley.
- Berdichevsky Y, Lo Yu-Hwa (2008) *Capitulo 13: Polypyrrole Nano- and Microsensors and Actuators for Biomedical Applications. Biomaterials fabrication and processing handbook / [edited by] Paul K. Chu and Xuanyong Liu.*
- Christophersen M., Shapiro B., Smela E. Characterization and modeling of PPy bilayer microactuators. Part 1: Curvature *Sens. Act. B*, 115, 596-609 (2006)
- Fang, Y., Tan, X., & Alici, G. (2008). Redox level-dependent impedance model for conjugated polymer actuators. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 132(1), 182-190.
- Fang, Y., & Tan, X. (2010). A novel diaphragm micropump actuated by conjugated polymer petals: Fabrication, modeling, and experimental results. *Sensors and Actuators A: Physical*, 158(1), 121-131.
- 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 J.H., King T.L., 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
- Madou, M. *Fundamentals of Microfabrication and Nanotechnology*, CRC Press, Taylor & Francis Group, 2012.
- Márquez O.P, Márquez J, (2003) *Capitulo 4: Polímeros Conductores. Electroquímica y Electrocatálisis. Mariales: aspectos fundamentales y aplicaciones. Vol 1a. Editado por Alfonso Vante N.*
- Metza, P., Alici, G, and Spinks, G., "A finite element model for bending behaviour of conducting polymer electromechanical actuators", *Sensors and Actuators A* 130–13, 1–11, 2006.
- Prissanaroon, W., Brack, N., Pigram, P. J., & Liesegang, J. (2004). Electropolymerisation of pyrrole on copper in aqueous media. *Synthetic metals*, 142(1), 25-34.
- Shimoda S., Smela E. (1998) The effect of pH on polymerization and volume change in PPy(DBS), *Electrochimica Acta*, Volume 44, Issues 2-3, Pages 219-238.
- Smela Elizabeth (1999) *Microfabrication of PPy microactuators and other conjugated polymer devices. J. Micromech. Microeng.*
- Wallace G., Spinks G.M., Kane-Maguire L., (2009) *Conductive Electroactive Polymers (3rd. Edition) CRC Press.*
- Wang, X., Shapiro, B., and Smela, E., "Development of a Model for Charge Transport in Conjugated Polymers", *J. Phys. Chem.*, 113, 382–401, 2009.
- West, B. J., Otero, T. F., Shapiro, B., & Smela, E. (2009). Chronoamperometric study of conformational relaxation in PPy (DBS). *The Journal of Physical Chemistry B*, 113(5), 1277-1293.