

Facultad de Ingeniería y Ciencias Hídricas
Universidad Nacional del Litoral



MODELADO, SIMULACIÓN Y FABRICACIÓN
DE UNA MICROVÁLVULA PARA GLAUCOMA

Fernando Leonel Sasseti

Santa Fe, Argentina

2016

MODELADO, SIMULACIÓN Y FABRICACIÓN DE UNA MICROVÁLVULA PARA GLAUCOMA

Fernando Leonel Sasseti

En conformidad con el Reglamento del Doctorado en Ingeniería, Mención Mecánica Computacional de la Facultad de Ingeniería y Ciencias Hídricas de la Universidad Nacional del Litoral.

Tesis presentada como requisito parcial para optar al título de:

Doctor en Ingeniería

Director:

Dr. Bioing. Fabio Ariel Guarnieri

Desarrollada en el:

Laboratorio de BioMEMS – Facultad de Ingeniería (Univ. Nacional de Entre Ríos)

Centro de Investigación Métodos Numéricos (Univ. Nacional del Litoral-CONICET)

Facultad de Ingeniería y Ciencias Hídricas

Universidad Nacional del Litoral

Santa Fe, Argentina

2016

“...no hay fácil ni difícil; fácil es lo que ya sabemos hacer, difícil, lo que aún no hemos aprendido a hacer bien”

Bernardo Houssay (1887 – 1971)

“Los progresos de la medicina y de la bioingeniería podrán considerarse verdaderos logros para la humanidad cuando todas las personas tengan acceso a sus beneficios y dejen de ser un privilegio para las minorías.”

*Conferencia Magistral Dr. René Favaloro
Ética en las Ciencias Biomédicas
XII Congreso Argentino de Bioingeniería
Buenos Aires 1999*

Agradecimientos

Al Dr. Fabio Ariel Guarnieri por generar espacios de investigación y desarrollo en Bioingeniería, primero con el impulso de un equipo de investigación de problemas oftalmológicos en el Centro de Investigación de Métodos Computacionales (Conicet-UNL) y en segundo término con la creación del Laboratorio de BioMEMS en la Facultad Ingeniería (UNER). También se agradece la guía, acompañamiento y discusión de las actividades realizadas en el marco de esta tesis.

A los docentes del doctorado en Ingeniería de la Universidad Nacional del Litoral por su profesionalismo y calidad Humana. A los que hicieron posible trabajar en este tema, aportando el financiamiento de las becas, en la primera etapa a la Agencia Nacional de Promoción Científica y Tecnológica y en la segunda etapa al Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET). El apoyo de la Universidad Nacional de Entre Ríos para finalizar la redacción de esta tesis reduciendo la carga horaria durante cuatro meses en el año 2014.

A mis compañeros de ruta la Bioing. María Cecilia Pérez y el Dr. Martín Zalazar por compartir el fascinante mundo de hacer ciencia y tecnología en Oro Verde y en Santa Fe.

Al Dr. Luciano Garelli por su colaboración con el uso del software libre PETScFEM para la validación del modelado y simulación de dispositivos.

Al Prof. Sergio Capovilla por promover la curiosidad y el aprender haciendo en el Club de Ciencias "Dr. Francisco De Pedro" de la cálida ciudad de San Cristóbal (Santa Fe) en años de mi niñez y adolescencia.

A mi familia por el solidario acompañamiento en todos estos años y también a los que ya se fueron a Esther por su cosmovisión de la vida, a Reimundo por su afecto y enseñanzas.

A la vida por brindar oportunidades para hacer posible los sueños.

Resumen

El glaucoma es un grupo de patologías asociadas al daño progresivo del nervio óptico que conduce a la ceguera, una de las características frecuentes de este grupo de patologías es el aumento de la presión intraocular. En pacientes con glaucoma básicamente el objetivo de los tratamientos consiste en reducir la presión intraocular mediante el uso de medicamentos o dispositivos implantados. Hay una amplia variedad de dispositivos para aumentar el drenaje de humor acuoso y reducir la presión intraocular. En esta tesis se parte de las especificaciones descritas en la Patente de Invención AR058947 "Microaparato implantable en el ojo para aliviar glaucoma o enfermedad causante de sobrepresión ocular" donde se propone la fabricación de un dispositivo activo para el control del caudal de humor acuoso basado en el uso de polímeros conductivos. La microválvula se puede dividir en 4 módulos, el hidráulico por donde circula el humor acuoso, el actuador que regula el caudal, un sensor para la medición de la presión intraocular y un sistema telemétrico para su energización y programación externa.

Objetivo: desarrollar un prototipo de microválvula (módulo hidráulico y actuador) utilizando herramientas computacionales para la simulación y caracterización experimental de la misma.

Metodología: Para el diseño y la simulación del funcionamiento de los dispositivos se emplearon herramientas computacionales basados en el método de elementos finitos. En particular se implementó un modelo fluido-estructura del módulo hidráulico-actuador y un modelo termoelástico sólido bicapa del actuador. Se implementaron modelos del sistema ojo-válvula utilizando circuitos eléctricos y sistemas de ecuaciones diferenciales ordinarias en Simulink® de Matlab®. Se diseñaron los procesos de fabricación basados en tecnologías de producción de MEMS (Microelectromechanical Systems) para un laboratorio de prototipos y se desarrollaron equipos para su implementación de los mismos. Se construyeron moldes para la fabricación de módulos hidráulicos con elastómeros biocompatibles, utilizando impresoras 3D FDM (Fused Deposition Modeling) y fresadoras de control numérico. Se fabricaron actuadores lineales (vigas) y diafragmas para la microválvulas basados en polímeros conductivos, los mismos fueron caracterizados mediante técnicas electroquímicas (cronoamperometrias, ciclovoltamperometrias) y mediciones cinemáticas. Los módulos hidráulicos de las válvulas fabricadas fueron caracterizados utilizando el test de gravedad recomendados por la FDA (Food and Drug Administration) para obtener la relación presión-caudal.

Resultados: Se diseñaron y simularon cuatro prototipos para ser fabricados con tecnologías MEMS. Se fabricaron y testearon prototipos del módulo hidráulico de la válvula, la resistencia hidráulica promedio fue de $2,23E-2 \pm 0,19E-2$ mmHg.min/ μ l en el rango 3 a 15 mmHg, para el mismo rango de presión con el modelo numérico se obtuvo que la resistencia hidráulica promedio fue de $4,82E-02 \pm 7,18E-02$ mmHg.min/ μ l. Los actuadores lineales fabricados de Kapton-PPy(DBS) presentaron una capacitancia volumétrica $2,31E+07$ F/m³ con curvaturas de 66,17 mm.

Discusión: Las resistencias obtenidas en los módulos hidráulicos de las válvulas fabricadas están por debajo de los valores esperados para la microválvula, las características de los actuadores fabricados se aproximan a los valores reportados en la bibliografía $1,30E+08$ F/m³.

Palabras clave: Glaucoma, Microválvula, Modelos, Elementos Finitos

Contenido

Agradecimientos	VII
Resumen	IX
Contenido	X
Introducción	24
Objetivos	25
Estructura del informe	26
Referencias	26
1. CAPÍTULO 1: DISPOSITIVOS IMPLANTABLES PARA GLAUCOMA	27
1.1 Válvulas y shunt para glaucoma	27
1.2 Tecnología MEMS	31
Microválvulas construidas con tecnología MEMS	32
Microválvulas y shunt para aplicaciones biomédicas	35
1.3 Actuadores basados en polímeros conductivos	41
1.4 Microválvula propuesta	44
1.5 Síntesis del capítulo	45
1.6 Referencias bibliográficas	46
2. CAPÍTULO 2: DISEÑOS, MODELOS Y SIMULACIÓN	50
2.1 Introducción	51
2.2 Diseño válvula 1: actuador piezoeléctrico polimérico (PVDF-TrFE)	53
Modelo	55
Simulación.....	56
Discusión de los resultados.....	60
2.3 Diseño válvula 2: actuador de polímero conductivo Au-PPy(DBS) en electrolito húmedo	61
Modelo	63
Simulación.....	69
Discusión de los resultados.....	74
2.4 Diseño válvula 3: actuador de polímero conductivo con electrolito en matriz porosa (PPy-PVDF-PPy)	75
Modelo	77
Simulación.....	84
Discusión de los resultados.....	90
2.5 Diseño válvula 4: actuador de polímero conductivo Kapton-Au-PPy(DBS) en electrolito húmedo	93
Modelo	96
Simulación y cálculos.....	105
Discusión de los resultados.....	118
2.6 Síntesis del capítulo	119
2.7 Referencias bibliográficas	121

3. CAPÍTULO 3: MODELADO Y SIMULACIÓN DEL SISTEMA MICROVÁLVULA-OJO.....	123
3.1 Introducción.....	124
3.2 Modelo Eléctrico Circuital	125
3.3 Modelo hidrodinámico del ojo.....	126
3.3.2 Caso b: paciente con glaucoma y trabeculectomía	131
3.3.3 Caso c: paciente con glaucoma y válvula de Ahmed	133
3.3.4 Caso d: paciente con glaucoma y microválvula.....	135
3.4 Discusión	142
3.5 Referencias	143
4. CAPÍTULO 4:FABRICACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DEL ACTUADOR ..	145
4.1 Introducción.....	146
4.1.1 Polímeros Conductivos	146
4.1.2 Proceso de síntesis del PPy(DBS)	148
4.1.3 Técnicas para la caracterización eléctrica del PPy(DBS)	152
4.2 Material y métodos	155
4.2.1 Fabricación de actuadores	155
4.2.2 Caracterización de actuadores	158
4.3 Resultados	160
4.3.1 Fabricación	160
4.3.2 Caracterización	163
4.4 Discusion	180
4.4.1 Discusión del proceso de fabricación.....	180
4.4.2 Discusión del proceso de caracterización	180
4.5 Referencias bibliográficas.....	182
5. CAPÍTULO 5: FABRICACIÓN Y CARACTERIZACIÓN DEL MÓDULO HIDRÁULICO DE LA MICROVÁLVULA	184
5.1 Fabricación de prototipos de módulos hidráulicos	185
5.1.1 Materiales y tecnologías de fabricación	185
5.1.2 Metodología de fabricación de prototipos	195
5.1.3 Trabajo experimental	196
5.1.4 Resultados	214
5.1.5 Discusión	215
5.2 Caracterización de válvulas para glaucoma y prototipos.....	216
5.2.1 Introducción	216
5.2.2 Metodología	222
5.2.3 Resultados.....	225
5.2.4 Discusión.....	233
5.3 Comparación con el modelo numérico.....	234
5.4 Referencias bibliograficas.....	236

6. CAPÍTULO 6: CONCLUSIONES	239
6.1 Resultados alcanzados para cada objetivo específico propuesto	239
6.2 Originalidad de esta tesis.....	241
6.3 Trabajos futuros	241
6.4 Trabajos publicados	241
7. ANEXOS.....	243
7.1 Calculo de volumen de electrolito.....	243
7.2 Validación de modelo FEM en una válvula de Ahmed	245
7.3 Modelos de vigas bi-tri capas comparados	247
7.4 Metodología para la determinación del radio de curvatura	247
7.5 Actuador termoelástico: modelo numérico vs experiencias	253
7.6 Equipos para la fabricación de actuadores	256
7.7 Cálculos de electrolito	260
7.8 Equipos para procesos fotolitográficos	261
7.9 Celda para caracterización de diafragmas y actuadores circulares	263
7.10 Resistencia hidráulica columna manométrica	265
7.11 Dimensiones válvula de Ahmed S2 empleada en el ensayo gravity test.....	267

Lista de figuras

	PÁG.
.....	
Figura 1.1: Esquema de la válvula Ahmed FP7 implantada	29
Figura 1.2: Esquema válvula de Ahmed S2, mecanismo de fijación de la membrana.	30
Figura 1.3: Modelos de Shunt EX-PRESS	30
Figura 1.4: Esquema de la localización del implante Ex-PRESS (Traverso et al, 2005)	31
Figura 1.5: Implante iStent, lugar de implantación	31
Figura 1.6: Principios de actuación de microválvulas activas (Oh and Ahn, 2006).....	32
Figura 1.7: Esquema microválvula con diafragma actuada electromagnéticamente. Terry et al. (1979)	32
Figura 1.8: Esquema microválvula activa magnética	33
Figura 1.9: Esquema microválvula activa con imán permanente Gaspar et al. (2008)	33
Figura 1.10: Esquema microválvula activa con actuador piezoeléctrico (Ernst et al, 2002)	34
Figura 1.11: Esquema microválvula normalmente cerrada con actuador piezoeléctrico Rogge et al. (2004)	34
Figura 1.12: Microválvula activa con actuador termoelástico Barth (1995).....	35
Figura 1.13: Esquema en corte de microválvula electro-termo-neumático Ruzzu (1998)	35
Figura 1.14: Esquema de microválvula pasiva y esquema de funcionamiento. Chen et al. (2008)	36
Figura 1.15: Esquema de microválvula pasiva. Pan et al. (2003, 2007)	37
Figura 1.16: Shunt Solx, (a) ubicación del implante en el ojo (b) partes del dispositivo.	37
Figura 1.17: Modificaciones propuestas para el dispositivo SOLX (Lin and Clevenger, 2009)	38
Figura 1.18: Microválvula electroquímica (Neagu et. al, 1996).....	38
Figura 1.19: Microválvula electromagnética (Bae et. al, 2003)	38
Figura 1.20: Microválvula ferromagnética (Paschalis et. al, 2013)	39
Figura 1.21: Válvula de resistencia hidráulica ajustable magnéticamente	40
Figura 1.22: Dispositivo externo para modificar la resistencia de la válvula	40
Figura 1.23: Caída de presión en la válvula cuando se modifica la posición del disco magnético	40
Figura 1.24: Microválvula con actuador volumétrico de PPy(DBS) (Berdichevsky and Lo, 2003)	41
Figura 1.25: Dispositivo MEMS para la liberación de fármacos basado en una viga PPy(DBS) (Xu et al, 2006)	42
Figura 1.26: Dispositivo MEMS para la liberación de fármacos basado en un diafragma de PPy(DBS) con reservorio incluido Goettsche et al. (2007).	42
Figura 1.27: Microbomba basada en un actuador rectangular de PPy-PVDF-PPy. (Kim et al. 2008)	43
Figura 1.28: Microbomba basada en un actuador circular de PPy-PVDF-PPy. (Fang et al, 2010)	43
Figura 1.29: Diagrama de bloques de la microválvula propuesta por Guarnieri (2012).	44

Figura 1.30: Ubicación del actuador cuando el actuador en la microválvula es energizado.....	44
Figura 2.1: Válvula sobre sustrato de Silicio: a) encapsulado, b) componentes de la microválvula.....	53
Figura 2.2: Sustrato de silicio estructurado con ataques con KOH, cuerpo de la válvula: a) vista anterior, b) perspectiva c) corte en el espesor.....	53
Figura 2.3: Esquema en corte de la válvula. En rojo indicación de la cámara.....	54
Figura 2.4: Discretización espacial del diafragma de la válvula con actuador polimérico PVDF-TrFE.....	56
Figura 2.5: a) Campo de velocidad en el corte longitudinal-medial. $h=30\ \mu\text{m}$; b) Líneas de flujo en la geometría de la microválvula.....	56
Figura 2.6: a. Perfil parabólico en la cámara de la válvula b. campo de velocidades en la microválvula c. gradiente de presión en el dispositivo.....	57
Figura 2.7: Gradiente de presión en la cámara de la microválvula.....	58
Figura 2.8: Medición de la curvatura del diafragma en $y=300\ \mu\text{m}$	58
Figura 2.9: Desplazamientos del diafragma por efectos de la presión en función del espesor.....	59
Figura 2.10: Medición de la curvatura del diafragma en $x=600\ \mu\text{m}$	59
Figura 2.11: Desplazamiento del diafragma en $x=600\ \mu\text{m}$	60
Figura 2.12: Esquema de la válvula con actuador de Au-PPy(DBS).....	61
Figura 2.13: Dominios fluidicos y sólidos del problema.....	65
Figura 2.14: Malla estructurada válvula con actuador Au-PPy(DBS).....	68
Figura 2.15: Líneas de flujo del fluido y desplazamiento del diafragma (der).....	69
Figura 2.16: Medición de desplazamiento del diafragma para distintas presiones.....	70
Figura 2.17: Desplazamientos del diafragma por efectos de la presión.....	70
Figura 2.18: Campo de velocidades y presión del humor acuoso en la microválvula.....	71
Figura 2.19: Cámara principal de la microválvula cuando el diafragma tiene una deformación de 0,04 en el plano del diafragma.....	72
Figura 2.20: Desplazamiento del diafragma por deformaciones del polímero.....	73
Figura 2.21: Esquema y dimensiones del actuador de PPy-PVDF-PPy.....	75
Figura 2.22: Contenedor del actuador de PPy-PVDF-PPy.....	75
Figura 2.23: Módulo fluidoico de la válvula con actuador PPy-PVDF-PPy.....	76
Figura 2.24: Válvula con actuador PPy-PVDF-PPy.....	76
Figura 2.25: Diagrama de bloques de la válvula PPy-PVDF-PPy.....	77
Figura 2.26: Principio de funcionamiento del actuador PPy-PVDF-PPy.....	78
Figura 2.27: Modelo analítico fluido-electro-mecánico de la válvula PPy-PVDF-PPy.....	81
Figura 2.28: Dominios del modelo numérico de la válvula PPy-PVDF-PPy.....	83
Figura 2.29: Discretización espacial de la válvula PPy-PVDF-PPy.....	83
Figura 2.30: Modelo que relaciona la deformación del PPy con el voltaje aplicado.....	84
Figura 2.31: Voltaje de estimulación del actuador PPy-PVDF-PPy.....	84
Figura 2.32: Corriente resultante en el actuador PPy-PVDF-PPy.....	85
Figura 2.33: Deformación en el polímero PPy vs tiempo.....	85
Figura 2.34: Modelo que relaciona la deformación del PPy con el volumen drenado.....	86
Figura 2.35: Curvatura del actuador vs tiempo.....	87
Figura 2.36: Caudal y volumen drenado vs tiempo.....	87
Figura 2.37: Desplazamientos del diafragma por efectos termicos.....	88
Figura 2.38: Desplazamiento del diafragma por efecto térmico ($\Delta T=1.5^\circ\text{C}$).....	88
Figura 2.39: Campo de velocidades del fluido en la microválvula.....	89

Figura 2.40: Acoplamiento Fluido-Termo-elástico.....	89
Figura 2.41: Caudal vs temperatura modelo numérico.....	90
Figura 2.42: Esquema de la base y el diafragma de PDMS de la válvula.	93
Figura 2.43: Esquema del reservorio y el montaje del actuador de Kapton-Au-PPy(DBS) en la válvula.	94
Figura 2.44: Módulo fluídico y malla de la superficie de la cámara de la válvula.....	96
Figura 2.45:Área de paso del fluido debajo del diafragma	97
Figura 2.46: Mallado del diafragma y el actuador	97
Figura 2.47: Parámetros del modelo de Thimoshenko y esquema del actuador bicapa	98
Figura 2.48: Parámetros para la medición de la curvatura en una viga empotrada	99
Figura 2.49: Mallado del actuador Kapton PPy	100
Figura 2.50: Mallado del diafragma y el actuador Kapton-Au-PPy	101
Figura 2.51: Fijaciones del actuador al diafragma y del diafragma a la base	101
Figura 2.52: Mallado de los componentes de la válvula PMDS-Kapton-Au-PPy(DBS)	103
Figura 2.53: Simulación del módulo hidráulico para una cámara de 50 μm de altura.	105
Figura 2.54: Desplazamiento del diafragma de 800 μm sobre el canal de ingreso.....	106
Figura 2.55: Área de paso del fluido vs espesores de diafragma	107
Figura 2.56: Actuador Kapton-PPy de la experiencia 1,modelizado como un material termoelásticos	110
Figura 2.57:Posición inicial actuador Kapton-PPy vs modelo termoelástico, experiencia 1.....	111
Figura 2.58: Actuador experiencia 1, doblemente empotrado.....	112
Figura 2.59: Desplazamiento del actuador doblemente empotrado, experiencia 1 (temp=145, 211K).....	112
Figura 2.60: Actuador doblemente empotrado, experiencia 2.....	113
Figura 2.61: Desplazamiento del actuador doblemente empotrado, experiencia 2 (Temp=90,345K).....	113
Figura 2.62: Desplazamiento del diafragma por efectos de actuador.....	114
Figura 2.63: Desplazamiento en la línea media del diafragma de 200 μm	115
Figura 2.64: Dispositivo con distintos espesores de diafragma.....	116
Figura 2.65: Error vs interacciones en la resolución del dispositivo con un diafragma de 200 μm	116
Figura 2.66: Relación presión caudal para un dispositivo de de 800 μm de espesor	117
Figura 3.1: Circuito del humor acuoso en el ojo humano.	124
Figura 3.2: Circuito equivalente de la generación y circulación de humor acuoso.....	125
Figura 3.3: Presión intraocular resultante vs altura de la cámara.....	126
Figura 3.4: Aproximación logarítmica a la función de Silver y Geyer.....	128
Figura 3.5: Módulo en Simulink® que relaciona el volumen con la presión en un ojo.	128
Figura 3.6: Relación volumen-presión modelo de Silver y Geyer y aproximación en simulink.	129
Figura 3.7: Modelo hidrodinámico del ojo con glaucoma.	129
Figura 3.8: Modelo de la intervención de trabeculectomía (Gardiner et al. 2010).....	131
Figura 3.9: Modelo hidrodinámico del ojo con un drenaje quirúrgico.....	132
Figura 3.10: Presión intraocular de pacientes con distintos niveles de glaucoma (Gardiner 2010) vs simulados con modelo sin vía alternativa (Figura 8)	132

Figura 3.11: Valores de presión intraocular posterior a la intervención quirúrgica (Gardiner 2010) vs simulado por modelo (Figura 8) con via alternativa.	133
Figura 3.12: Modelo hidrodinámico del ojo con válvula de Ahmed.....	134
Figura 3.13: Variación en la producción de humor acuoso durante el día	134
Figura 3.14: Presión intraocular con y sin válvula de Ahmed, en un paciente con glaucoma con valores de conductancia de 0,09 [$\mu\text{l}/\text{mmHg}\cdot\text{min}$] (Langham 2009).....	135
Figura 3.15: Modelo hidrodinámico del ojo humano con microválvula.....	137
Figura 3.16 : Caudales de salida de la microválvula, pasivo y activo.	138
Figura 3.17: Variación de la presión intraocular (verde) y variación del caudal de salida cuando la válvula es energizada (azul).	138
Figura 3.18: Presión intraocular en un paciente con glaucoma ($C_p=0,09$) regulada por la microválvula.....	139
Figura 3.19: Presión intraocular en un paciente con glaucoma ($C_p=0,03$) regulada por la microválvula.....	139
Figura 3.20: Balance del humor acuoso en un período de 89 min.	140
Figura 3.21: Flujo de humor acuoso en la microválvula para cuatro posiciones del actuador	141
Figura 4.1: Diagrama de bandas mostrando la modificación de la banda prohibida con el dopaje.....	146
Figura 4.2: Estructura del Py, PPy y PPy(Dopante)	147
Figura 4.3: Estructura del Polímero PPy, tipos de enlaces α - α y α - β	148
Figura 4.4: Variables que afectan la reacción en el electrodo.	149
Figura 4.5: Espesor vs tiempo de polimerización. (Lee et al, 2001)	151
Figura 4.6: Densidad de corriente vs potencial promedio.	151
Figura 4.7: Máxima extensión del extremo de la viga vs densidad de corriente de depósito.....	152
Figura 4.8: Celda electroquímica de tres electrodos.	152
Figura 4.9: Ciclovoltamperograma a 50 mV/s de PPy(DBS) en electrolito de NaDBS de 0.1 M.	153
Figura 4.10: Cronoamperograma de PPy(DBS) con un área mayor a 1cm ² y 30 μm de espesor.....	154
Figura 4.11: Etapas del proceso de fabricación de actuador Kapton-Au-PPy(DBS)..	155
Figura 4.12: Etapas del proceso de fabricación del diafragma, depósito de Oro.....	155
Figura 4.13: Celda de depósito de PPy(DBS).....	157
Figura 4.14: Dimensiones de la viga de Kapton-Au-PPy(DBS).	157
Figura 4.15: Conexión de la celda electroquímica.....	158
Figura 4.16: Setup para la caracterización de vigas Kapton-Au-PPy(DBS).....	159
Figura 4.17: Interfase software Kinovea.....	159
Figura 4.18: Módulo de celda electroquímica.....	160
Figura 4.19: Cargado de electrolito y conexión de la celda.	160
Figura 4.20: Curvatura de la viga. Izquierda: Deshidratada, Derecha: hidratada	161
Figura 4.21: Etapas del proceso de fabricación del diafragma, depósito de PPy(DBS).	162
Figura 4.22: Variación del voltaje durante la polimerización del PPy(DBS).....	162
Figura 4.23: Señal de estimulación de la celda.....	164
Figura 4.24: Señal de respuesta de la celda	164
Figura 4.25: Desplazamientos de la Viga de la horizontal para 0V y -1,76V.	165
Figura 4.26: Electrolisis del agua, $V=-2,4$ Voltios con respecto CE.....	166

Figura 4.27: Delaminación en el actuador Kapton-Au-PPy(DBS).....	166
Figura 4.28: Señal de estimulación de la celda.....	167
Figura 4.29: Señal de respuesta de la celda adquirida en modo “Peek Detect”	168
Figura 4.30: Movimiento del actuador en la celda de caracterización.	169
Figura 4.31: Posiciones de la viga, a) $t=0$ s, b) $t=7,78$ s, c) $t=15,25$ s.	170
Figura 4.32: Parámetros para el cálculo de la curvatura.	171
Figura 4.33: Señal de respuesta de la celda, corriente eléctrica.	172
Figura 4.34: Celda electroquímica con electrodo de trabajo desplazable.....	173
Figura 4.35: Señales de estimulación y respuesta para una ciclovoltamperometria..	174
Figura 4.36: Señal de estimulación $V_{min}=-1,72$, $V_{max}=0,2$, Velocidad= 90mV/s.	174
Figura 4.37: Señal de estimulación $V_{min}=-2,1$ $V_{max}=0,6$, Velocidad= 122mV/s.	174
Figura 4.38: Señal de estimulación $V_{min}=-2,5$ $V_{max}=0,96$ Velocidad= 160mV/s.	175
Figura 4.39: Circuito utilizado para el análisis impedanciometrico.	175
Figura 4.40: Voltaje y corriente en la celda. a) $f=2970$ Hz, b) $f=20$ Hz, c) $f=10$ Hz, d) $f=0,992$	176
Figura 4.41: Diagrama de magnitud.....	177
Figura 4.42: Diagrama de fase.	177
Figura 4.43: Circuito para la medición RC del electrolito y electrodos de acero inoxidable.	178
Figura 4.44: a) Registros de Corriente y Voltaje, b) Ciclovoltamperometria.	179
Figura 5.1: Polidimetilsiloxano (PDMS).....	185
Figura 5.2: Proceso de fabricación de piezas de PDMS utilizando moldes	187
Figura 5.3: Procesos para crear piezas de PDMS usando moldes de SU-8.....	187
Figura 5.4: Proceso de fabricación de moldes utilizando SU8. [Modificado de Duffy et al, 1998].....	188
Figura 5.5: Proceso de fabricación de moldes utilizando SU8. [Modificado de Jo et. al, 2000]	188
Figura 5.6: Dispositivo para la fabricación de piezas de PDMS con dos moldes de SU8. [Fuente Lucas et. al; 2008]	189
Figura 5.7: Esquema de impresora 3d.....	190
Figura 5.8: Características de las piezas obtenidas por FDM.	190
Figura 5.9: Proceso de fabricación de piezas de PDMS con molde termoplástico. [McDonald et al, 2002].....	191
Figura 5.10: Fresa con diámetro de 200 μ m, con una profundidad máx de 400 μ m..	192
Figura 5.11: Efecto del ataque químico con $KMnO_4$ en la superficie del Kapton. (Cai and Neyer, 2010).....	193
Figura 5.12: Microválvula PDMS por <i>Soft lithography</i>	196
Figura 5.13: Banco de trabajo para el depósito por spinning de SU8.....	197
Figura 5.14: Esquema de válvula de PDMS-Kapton-Au-PPY(DBS).....	198
Figura 5.15: Molde para microfluídica.	198
Figura 5.16: Molde para microfluídica con tubos de silastic®.....	199
Figura 5.17: Moldes de microfluidica y reservorio de electrolito.	199
Figura 5.18: Desmoldado de la base de la válvula.....	199
Figura 5.19: Reservorio de electrolito de PDMS.	200
Figura 5.20: Ensamblado de la base, el diafragma y el reservorio para electrolito.	200
Figura 5.21: Test de hermeticidad de la válvula.....	201
Figura 5.22: Base de válvula, experiencia 3.	202
Figura 5.23: Reservorio de electrolito de válvula, experiencia 3.....	202

Figura 5.24: Diafragma con conectores de válvula, experiencia 3.	203
Figura 5.25: Montaje de válvula, experiencia 3.	203
Figura 5.26: Diseños 3d de los moldes, experiencia 3.	204
Figura 5.27: Moldes en ABS, experiencia 3.	204
Figura 5.28: Irregularidades en la superficie de los moldes.	204
Figura 5.29: Dimensiones de los moldes obtenidos.	205
Figura 5.30: Dimensiones de los moldes diseñados.	205
Figura 5.31: Moldes con restos de PDMS.	206
Figura 5.32: Base con conductos de entrada-salida, reservorio de electrolito y ensamblado.	206
Figura 5.33: Reservorio de electrolito válvula experiencia 4.	207
Figura 5.34: Montaje del diafragma al reservorio de electrolito, válvula experiencia 4.	207
Figura 5.35: Base de válvula experiencia 4.	208
Figura 5.36: Montaje de la base con el diafragma y el reservorio de electrolito, experiencia 4.	208
Figura 5.37: Molde para construir el reservorio de electrolito, experiencia 4.	208
Figura 5.38: Ensamblado del molde e inyectado de PDMS, experiencia 4.	209
Figura 5.39: Molde para construir la base de la válvula experiencia 4.	209
Figura 5.40: Ensamblado del molde e inyectado de PDMS, experiencia 4.	210
Figura 5.41: Desmoldado del reservorio de electrolito, experiencia 4.	210
Figura 5.42: Montaje del diafragma y actuador sobre la base, experiencia 4.	210
Figura 5.43: Implante de la válvula, en un ojo vacuno.	211
Figura 5.44: Componentes de la válvula experiencia 5.	211
Figura 5.45: Moldes diseñados para la inyección de PDMS.	212
Figura 5.46: Fresa CNC.	212
Figura 5.47: Fresa CNC. a) Área de trabajo; b) Monitor camino de la herramienta ...	213
Figura 5.48: Moldes de PMMA.	213
Figura 5.49: Llenado de moldes y calefaccionado.	213
Figura 5.50: Primeras piezas obtenidas de la válvula experiencia 5.	214
Figura 5.51: Relación presión-caudal en la válvula de Ahmed. Prata et al. (1994)....	217
Figura 5.52: Circuitos hidráulicos para el ensayo de válvulas para glaucoma.	218
Figura 5.53: Válvula de Ahmed, ensayo a flujo constante de 2, 5 y 10 $\mu\text{l}/\text{min}$	218
Figura 5.54: Válvula de Ahmed, ensayo a caudal constante de 10, 25 y 50 $\mu\text{l}/\text{min}$...	219
Figura 5.55: Circuito hidráulico para el ensayo de válvulas propuesto por Francis et. al (1998).....	220
Figura 5.56: Válvula de Ahmed, ensayo rampa 5 $\mu\text{l}/\text{min}$	220
Figura 5.57: Circuito hidráulico para el ensayo de válvulas propuesto por Eisenberg et. al. (1999).....	220
Figura 5.58: Válvula de Ahmed, ensayo Eisenberg et. al. (1999).....	221
Figura 5.59: Válvula de Ahmed, ensayo Eisenberg et. al. (1999).....	221
Figura 5.60: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo.....	223
Figura 5.61: Válvula de Ahmed S2.	224
Figura 5.62: Circuito hidráulico para el ensayo de la válvula.....	224
Figura 5.63: válvulas e5.....	225
Figura 5.64: Ensayos no repetibles con la válvula de Ahmed S2.	225
Figura 5.65: Ensayos repetibles con la válvula de Ahmed S2.....	226
Figura 5.66: Presión diferencial en la válvula de Ahmed.....	227

Figura 5.67: Relación presión caudal válvula de Ahmed S2	228
Figura 5.68: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo, válvula 1 “e5”	229
Figura 5.69: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo, válvula 2 “e5”	229
Figura 5.70: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo, válvula 3 “e5”	230
Figura 5.71: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo, válvula 4 “e5”	230
Figura 5.72: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo, válvula 5 “e5”	230
Figura 5.73: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo, válvula 6 “e5”	231
Figura 5.74: Resistencia hidráulica promedio de cada válvula	232
Figura 5.75: Resistencia hidráulica vs presión	232
Figura 5.76: Relación presión vs caudal	233
Figura 5.77: Comparación de resultados obtenidos con experimental vs Numérico..	234
Figura 5.78: Comparación de resultados del modelo numérico vs experimental.....	235
Figura 5.79: Comparación modelos numéricos con distintos modulos de Young vs experimental.....	235
Figura 7.1: Malla deformada del mecanismo regulador de la válvula comercial Ahmed.	245
Figura 7.2: Comparación entre los resultados experimentales y los obtenidos por simulación	246
Figura 7.3: Posición inicial del actuador de la experiencia 1	248
Figura 7.4: Posiciones del actuador al inicio y fin del ciclo de actuación de la experiencia 1.	249
Figura 7.5: Posición inicial del actuador de la experiencia 2.	249
Figura 7.6: Posiciones extremas del actuador cuando es energizado.....	250
Figura 7.7: Radios de curvatura del actuador de la experiencia 1	251
Figura 7.8: Radios de curvatura del actuador de la experiencia 2	251
Figura 7.9: Posición final actuador Kapton-PPy vs Modelo termoelástico, experiencia 1	253
Figura 7.10: Rotaciones de la posiciones iniciales y finales del actuador de la experiencia 2.	254
Figura 7.11: Posición Inicial del actuador vs modelo termoelástico (Temp: 273, 354 y 570K).....	254
Figura 7.12: Posición final del actuador y modelo termoelástico (Temperatura: 90, 130 y 160K).....	255
Figura 7.13: Equipo de sputtering portátil.	256
Figura 7.14: Diagrama esquemático del equipo de sputtering	256
Figura 7.15: Equipo de Sputtering ensamblado	257
Figura 7.16: Fuente de corriente ajustable para electropolimerización	258
Figura 7.17: Destilador ensamblado con balones	258
Figura 7.18: Cámara anaerobica para la manipulación del monómero	259
Figura 7.19: Celda de electropolimerización	259
Figura 7.20: Banco de flujo laminar vertical.	261
Figura 7.21: Mesa de trabajo con amortiguamiento neumático.	261

Figura 7.22: Setup para la medición de vibraciones en la mesa de trabajo.....	262
Figura 7.23: Mini alineador de mascarar	263
Figura 7.24: Módulos para la caracterización mecánica y eléctrica del diafragma. ...	263
Figura 7.25: Módulo y columna manométrica.	264
Figura 7.26: Fijación del diafragma mediante un O-Ring.	264
Figura 7.27: Válvula Ahmed S2 - Membrana montada en la base	267
Figura 7.28: Válvula de Ahmed - Membrana.....	267
Figura 7.29: Válvula de Ahmed - Medición del espesor de la membrana.....	268
Figura 7.30: Válvula de Ahmed - Áreas de contacto entre la membrana y la tapa	268

Lista de tablas

PÁG.	
	Tabla 1.1: Registros de dispositivos aprobados por FDA mediante formulario 510K..... 28
	Tabla 1.2: Dimensiones y materiales de la válvula de Ahmed 29
	Tabla 1.3: Dimensiones y materiales del implante Express 30
	Tabla 1.4: Dispositivos BioMEMS para glaucoma 36
	Tabla 1.5: Efectos sobre el globo ocular de la posición del actuador 45
	Tabla 2.1: Diseños propuestos, problemas estudiados y modelos empleados..... 52
	Tabla 2.2: Dimensiones de la válvula con actuador polimérico PVDF-TrFE..... 54
	Tabla 2.3: Dimensiones de la cámara principal y resistencia hidráulica. 57
	Tabla 2.4: Desplazamientos máximos del diafragma vs espesor. 59
	Tabla 2.5: Funciones que describen el área de paso sobre la tobera de entrada..... 60
	Tabla 2.6: Dimensiones de la válvula con actuador Au-PPy(DBS)..... 62
	Tabla 2.7: Volumen de electrolito para distintos grados de disociación del DBSNa..... 63
	Tabla 2.8: Convergencia de malla de la válvula con actuador Au-PPy(DBS)..... 66
	Tabla 2.9: Resistencia hidráulica pasiva de la microválvula (COMSOL) 70
	Tabla 2.10: Resistencia hidráulica pasiva de la microválvula (PETscFEM)..... 71
	Tabla 2.11: Comparación resultados obtenidos con Comsol y PETscFEM 72
	Tabla 2.12: Resistencia activa de la microválvula (Comsol)..... 73
	Tabla 2.13: Resistencia activa de la microválvula (PETscFEM)..... 74
	Tabla 2.14: Dimensiones de la válvula con actuador PPy-PVDF-PPy..... 77
	Tabla 2.15: Factor de acoplamiento de iones dopantes del PPy..... 79
	Tabla 2.16: Número de elementos en cada su subdominio 83
	Tabla 2.17: Curvatura del actuador y resistencia hidráulica para distintas deformaciones del actuador 86
	Tabla 2.18: Resultados del modelo numérico..... 90
	Tabla 2.19: Resistencias hidráulicas (Hagen Poiseuille, modelo numérico) 91
	Tabla 2.20: Caudales para la presión de equilibrio (Hagen Poiseuille, modelo numérico) 91
	Tabla 2.21: Volumen drenado, duración del pulso..... 92
	Tabla 2.22: Dimensiones de la válvula con actuador Kapton-Au-PPy(DBS)..... 95
	Tabla 2.23: Número de sitios activos del actuador 95
	Tabla 2.24: Volumen de electrolito y altura del reservorio..... 96
	Tabla 2.25: Dimensiones y propiedades de los materiales del actuador 99
	Tabla 2.26: Malla de los dominios del diafragma-actuador 101
	Tabla 2.27: Sistema de ecuaciones dispositivo completo 102
	Tabla 2.28: Características del mallado del dispositivo..... 104
	Tabla 2.29: Grupos y variables en el método de resolución segregado 104
	Tabla 2.30: Resistencia módulo hidráulico vs altura de la cámara 105
	Tabla 2.31: Desplazamientos del diafragma vs el espesor 106
	Tabla 2.32: Tensión de Von Mises vs espesores [Pa]..... 107
	Tabla 2.33: Radios de curvatura de los actuadores con las tres metodologías utilizadas. 108
	Tabla 2.34: Coeficientes α_{m1} inicial y final de la experiencia 1 108
	Tabla 2.35: Coeficiente expansión térmico alfa, experiencia 1..... 109
	Tabla 2.36: Temperatura final T_2 , experiencia 1 109
	Tabla 2.37: Coeficientes α_{m1} inicial y final de la experiencia 2 109
	Tabla 2.38: Coeficiente expansión térmico alfa, experiencia 2..... 109
	Tabla 2.39: Temperatura final T_2 , experiencia 2 110
	Tabla 2.40: Coeficientes de expansión y temperaturas para el modelado termoelástico de los actuadores. 111

Tabla 2.41: Desplazamientos máximos y mínimos en la línea central del diafragma.....	114
Tabla 2.42: Resistencia hidráulica para espesores de diafragma	117
Tabla 2.43: Variación del caudal por efectos del actuador en un diafragma de 200 μm	117
Tabla 2.44: Variación del caudal por efectos del actuador en un diafragma de 400 μm	118
Tabla 2.45: Variación del caudal por efectos del actuador en un diafragma de 600 μm	118
Tabla 2.46: Variación del caudal por efectos del actuador en un diafragma de 800 μm	118
Tabla 2.47: Comparación de diseños.....	121
Tabla 3.1: Valores fisiológicos de presión, caudal y resistencia hidráulica del ojo.....	125
Tabla 3.2: Coeficientes relación presión-volumen de Silver y Geyer (2000).....	127
Tabla 3.3: Presión intraocular obtenida con el modelo	130
Tabla 3.4: Comparación de los valores de presión intraocular medidos y de los obtenidos con el modelo	130
Tabla 3.5: Válvula de Ahmed relación entre presión y caudal de salida	133
Tabla 3.6: Valores simulados de presión intraocular de 2 ojos con glaucoma con y sin válvula de Ahmed.....	135
Tabla 3.7: Relación presión-flujo en la microválvula de forma pasiva.....	136
Tabla 3.8: Resistencia hidráulica de la microválvula activa.....	136
Tabla 3.9: Balance de volúmenes de humor acuoso en el modelo ojo-microválvula	140
Tabla 3.10: Características del flujo en la microválvula en paciente con glaucoma ($C_p=0,03$)	141
Tabla 3.11: Flujo activo en la microválvula en paciente con glaucoma ($C_p=0,03$).....	141
Tabla 3.12: Frecuencia y tiempos de actuación de la microválvula para distintos flujos y pacientes.....	142
Tabla 4.1: Espesor del film de PPy(DBS) para una densidad de corriente de $1\text{mA}/\text{cm}^2$	156
Tabla 4.2: Tiempo de electropolimerización de PPy(DBS).....	156
Tabla 4.3: Experiencias de caracterización de actuadores	160
Tabla 4.4: Parámetros del proceso de electropolimerización y de la viga obtenida.....	161
Tabla 4.5: Parámetros del proceso de electropolimerización y de la viga obtenida, experiencia 2.....	161
Tabla 4.6: Parámetros del proceso de electropolimerización y dimensiones del diafragma.....	162
Tabla 4.7: Variación de la resistencia eléctrica de la celda durante la electropolimerización.....	162
Tabla 4.8: Señal de estimulación de la celda.....	163
Tabla 4.9: Parámetros de visualización en el osciloscopio.....	163
Tabla 4.10: Parámetros RC de la celda.....	164
Tabla 4.11: Capacidad volumétrica	165
Tabla 4.12: Radio de curvatura de la viga, experiencia 1.....	166
Tabla 4.13: Parámetros del Osciloscopio.....	167
Tabla 4.14: Señal de estimulación de la celda.....	167
Tabla 4.15: Parámetros RC de la celda Hemiciclo (+), experiencia 2.....	168
Tabla 4.16: Parámetros RC de la celda Hemiciclo (-), experiencia 2.....	168
Tabla 4.17: Capacidad volumétrica.....	169
Tabla 4.18: Coordenadas de las posiciones del extremo de la viga	169
Tabla 4.19: Radio de curvatura de la viga, experiencia 1.....	171
Tabla 4.20: Estudio cronoamperométrico.....	171
Tabla 4.21: Corrientes y constantes de tiempo de la celda, caso 1.....	172
Tabla 4.22: Parámetros RC de la celda.....	172
Tabla 4.23: Mediciones de voltajes y tiempos de defasaje.....	175
Tabla 4.24: Atenuación (dB) y defasaje (grados).....	176
Tabla 4.25: Impedancia de la celda $Z(f)$	177
Tabla 4.26: Parámetros RC de electrolito y electrodo acero inoxidable.....	178
Tabla 4.27: Actuadores PPy(DBS).....	181
Tabla 5.1: Tiempos de polimerización de Sylgard 184 para diferentes temperaturas	186
Tabla 5.2: Tiempos de polimerización de RTV 615 para diferentes temperaturas.....	186

Tabla 5.3: Características de las técnicas de pegado de PDMS-PDMS.....	194
Tabla 5.4: Tecnología FDM utilizada en la construcción de moldes.....	195
Tabla 5.5: Comparación dimensiones medidas en el molde vs el diseño.....	205
Tabla 5.6: Resultados del proceso de fabricación.....	214
Tabla 5.7: Ensayos preclínicos.....	216
Tabla 5.8: Resistencia hidráulica Ensayos preclínicos.....	219
Tabla 5.9: Presión de apertura y conductividad hidráulica, válvula de Ahmed.....	222
Tabla 5.10: Presión de apertura válvula de Ahmed FP7.....	222
Tabla 5.11: Características de las columnas manométricas.....	223
Tabla 5.12: Ensayos realizados con la válvula de Ahmed S2.....	224
Tabla 5.13: Registro de la variación de presión y volumen en <i>gravity test</i>	226
Tabla 5.14: Parámetros de presión (P) y caudal (C).....	227
Tabla 5.15: Parámetros de presión (P) y caudal (C).....	227
Tabla 5.16: Ensayos realizados.....	228
Tabla 5.17: Presión y caudal de las experiencias válvula “e5”.....	231
Tabla 5.18: Comparación resultados experimentales con los obtenidos por Francis et al.(1998) ...	233
Tabla 7.1: Composición del actuador de PPy(DBS).....	244
Tabla 7.2: Resistencia hidráulica de la válvula de Ahmed.....	245
Tabla 7.3: Mediciones de radio de curvatura de los actuadores, método 1.....	248
Tabla 7.4: Función curvatura, valores máximos y mínimos de la experiencia 1.....	249
Tabla 7.5: Curvaturas del actuador, valores máximos y mínimos de la experiencia 2.....	250
Tabla 7.6: Radios de curvatura de las experiencias 1 y 2 obtenidos por el método gráfico.....	252
Tabla 7.7: Componentes del equipo de Sputtering desarrollado.....	257
Tabla 7.8: Cálculo de volumen de monómero para un volumen de electrolito con una concentración de 0.1M.....	260
Tabla 7.9: Cálculo de surfactante para un volumen de electrolito con una concentración de 0.1M.....	260
Tabla 7.10: Mesa con amortiguamiento neumático.....	262
Tabla 7.11: Resistencia hidráulica de la columna manométrica C1.....	265
Tabla 7.12: Resistencia hidráulica de la columna manométrica C2.....	266

Introducción

El glaucoma es un grupo de patologías asociadas al daño progresivo del nervio óptico que conduce a la ceguera, afecta 1.2 % de la población mundial y es una de las causas más frecuentes de ceguera. (Guyton. Arthur C et al. 2006)

Una característica frecuente de este grupo de patologías es el aumento de la presión intraocular; la presión ocular en ojos con y sin la patología varía durante todo el día como se observan en la Figura 1. La variación de la presión intraocular en pacientes con glaucoma (círculos rellenos representan pacientes de pie, triángulos rellenos pacientes sentados) y en pacientes no patológicos (círculos posición de pie, triángulos sentados) (Sit AJ, 2009)

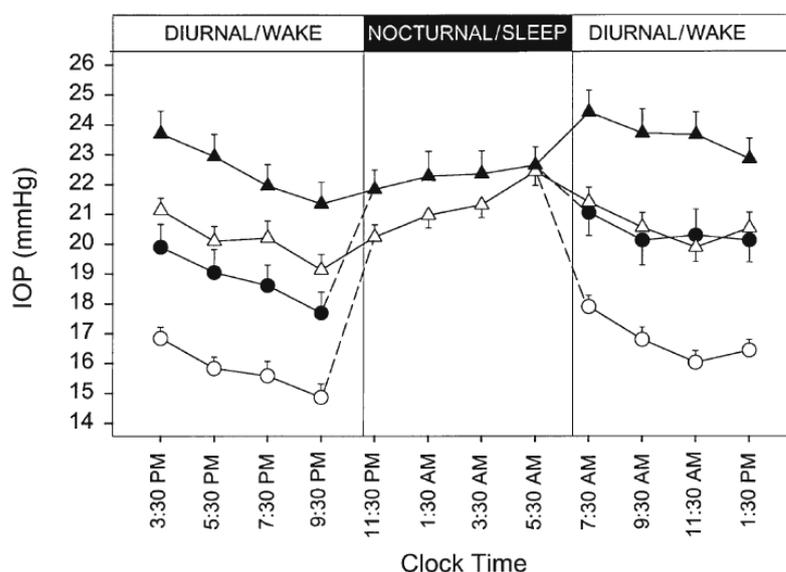


Figura 1: Presión intraocular en pacientes con y sin glaucoma

La presión intraocular está determinada por la cantidad de humor acuoso producido en el cuerpo ciliar, la resistencia del sistema trabecular, las vías de drenaje y por la presión venosa episcleral. El humor acuoso se produce en el cuerpo ciliar a una tasa promedio de 2,5 [µl/min] ingresando a la cámara anterior del ojo por la pupila y saliendo de la misma principalmente por la malla trabecular, canal de Schlemm hasta alcanzar la red venosa en la esclera del ojo (Figura 2 y Figura 3).

El humor acuoso es el medio por el cual la córnea y el cristalino intercambian iones, nutrientes y gases con el sistema vascular.

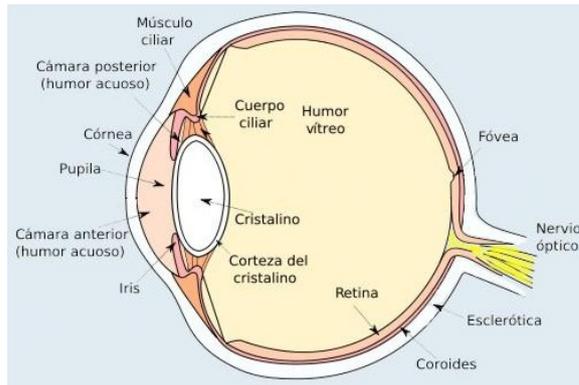


Figura 2 : Sección anatómica del ojo

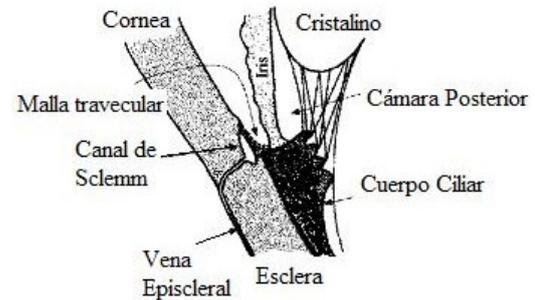


Figura 3: Vías de circulación del humor acuoso

En pacientes con glaucoma el objetivo terapéutico es reducir la presión intraocular, como primera opción se emplean fármacos, luego intervenciones quirúrgicas para aumentar el drenaje entre las cuales se utilizan *Shunt* o válvulas.

En esta tesis se aborda el desarrollo de un dispositivo para el tratamiento del glaucoma, el mismo se basa en el diseño descrito en la Patente de Invención AR058947 “*Microaparato implantable en el ojo para aliviar glaucoma o enfermedad causante de sobrepresión ocular*” (Guarnieri, 2010)

Objetivos

Objetivo General

Desarrollar un prototipo de microválvula (módulo hidráulico y actuador) para el tratamiento de pacientes con glaucoma, utilizando herramientas computacionales para la simulación y caracterización de la misma.

Objetivos específicos

1. Modelar la válvula y el material actuador (polímeros conductivo) mediante el método de elementos finitos
2. Optimizar el diseño de una microválvula actuada por un diafragma de polímeros activos.
3. Fabricar la microválvula con tecnología MEMS.
4. Validar el funcionamiento de la microválvula in-vitro y los modelos desarrollados con MEF.

Estructura del informe

Este trabajo se compone de seis partes, en el primer capítulo se realiza una revisión de distintos diseños de microválvulas para ser producidas utilizando procesos de manufactura basados en la tecnología MEMS. El capítulo finaliza presentando dispositivos basados en actuadores construidos con polímeros conductivos.

En el segundo capítulo se detallan las características del diseño descritas por el dispositivo planteado y se describen el comportamiento funcional de distintos modelos del dispositivo empleando herramientas computacionales para su simulación.

En el tercer capítulo se presentan dos modelos (circuitual y uno basado en un sistema de ecuaciones diferenciales) que permiten predecir el comportamiento hidrodinámico del ojo cuando se implanta una válvula, prediciendo el valor de la presión intraocular.

En el cuarto capítulo se describe el proceso de fabricación y caracterización de actuadores basados en polímeros conductivos, se presentan los resultados alcanzados y se los compara con los reportados en la bibliografía.

En quinto capítulo se presentan distintas tecnologías para la producción de prototipos de modulos hidráulicos de la microválvula, se describen las experiencias realizadas y los resultados obtenidos, finalizando el capítulo con la caracterización de dispositivos fabricados y la comparación con los resultados obtenidos por medio del modelado y simulación por elementos finitos.

En el capítulo seis se presenta la conclusión del trabajo donde se comparan los objetivos específicos propuestos con los aborda la discusión de los resultados obtenidos, finalizando con los aspectos a ser considerados en nuevas etapas del desarrollo de la microválvula.

En los anexos se presenta información complementaria como cálculos auxiliares, características de equipamiento utilizado en la fabricación y caracterización de actuadores y modulos hidráulicos.

Referencias

Guamieri F.A. Patente de Invención AR058947 (A1) "Microaparato implantable en el ojo para aliviar glaucoma o enfermedad causante de sobrepresión ocular"; WO2008084350 (A2) "implantable ocular microapparatus to ameliorate glaucoma or an ocular overpressure causing disease"

Guyton A C. Hall John E. Fisiología Médica. 2006

Sit AJ. Continuous monitoring of intraocular pressure: rationale and progress toward a clinical device. 1: J Glaucoma. 2009 Apr-May; 18(4):272-9

1. Capítulo 1: Dispositivos implantables para glaucoma

Los dispositivos implantables para glaucoma tienen por objetivo reducir la presión intraocular, los *shunt* son tubos que conectan la cámara anterior del ojo con los tejidos exteriores, las válvulas además de conectar la cámara anterior con el exterior tienen restrictores del flujo que modifican su resistencia hidráulica con la presión intraocular.

Este capítulo se compone de cuatro secciones, en la primera sección *1.1 válvulas y shunt para glaucoma* en la cual se presentan los dispositivos aprobados por el organismo especializado en tecnología médica de Estados Unidos para el tratamiento del glaucoma, haciendo énfasis en las características morfológicas y funcionales de las mismas.

En la *Sección 1.2* se describen de manera introductoria diferentes mecanismos de actuación de válvulas fabricadas con tecnología MEMS (*MicroElectromechanical Systems*) y de dispositivos para aplicaciones biomédicas (BIOMEMS).

En la *Sección 1.3* se presentan aplicaciones basadas en el uso de polímeros conductivos, se presentan dispositivos que utilizan como actuador el polímero activo Polipirrol (PPy) dopado con Dodecilbensensulfonato (DBS).

La *Sección 1.4* describe las principales características técnicas del diseño a desarrollar basados en la microválvula propuesta por [Guarnieri \(2010\)](#) en la Patente de Invención AR058947 “*Microaparato implantable en el ojo para aliviar glaucoma o enfermedad causante de sobrepresión ocular*”.

1.1 Válvulas y shunt para glaucoma

Los primeros intentos para drenar fluido de la cámara anterior y disminuir la presión de la misma, fue en 1907 cuando Rollet implantó un pelo de caballo tratando de conectar la cámara anterior con el espacio subconjuntival cercano al limbus. También se intentó con tubos de seda, oro, platino, tantalato, polietileno. Las fallas post quirúrgicas se debían a cicatrices (scar) excesivas próximas al limbus, migración del tubo, erosión de la conjuntiva ([Hong et al 2005](#)).

En el año 1968 se comenzó a realizar una técnica quirúrgica denominada trabeculotomía que consiste en abrir vías de paso alternativas para el humor acuoso que se produce en la cámara anterior del ojo, sin embargo existen ciertos tipos de glaucoma que son considerados refractarios al tratamiento convencional con pobre pronóstico, por lo que se han desarrollado nuevos sistemas de filtración, que incluyen a los diferentes dispositivos ([Patel and Pasquale 2010](#)).

El uso de dispositivos para controlar el glaucoma fue creciendo en comparación con las intervenciones de trabeculotomía, esto se debe a un mayor conocimiento de los mismos y a la posibilidad de reducir los riesgos asociados a las intervenciones como la trabeculotomía. ([Schwartz et al. 2006](#)) En el 70% de las intervenciones con implantación de válvulas la presión intraocular media disminuye en un 50% de los valores previos a

las operaciones. Desafortunadamente, la tasa de fallas es de aproximadamente un 10% por año, conduciendo a que solo el 50% de los implantes son funcionales a los cinco años. (Patel and Pasquale 2010, Souza et al. 2007)

En la Tabla 1.1 se presentan los dispositivos habilitados, hasta el mes de agosto de 2014, para la comercialización en Estados Unidos que demostraron seguridad y eficacia a través de los procedimientos descritos en los formularios 510K. (FDA Medical Device, 2014).

Tabla 1.1: Registros de dispositivos aprobados por FDA mediante formulario 510K

Nombre del dispositivo	Empresa	510(K)	Aprobación
Molteno3	Iop, Inc.	K062252	09/27/2006
Ahmed Glaucoma Valve, Model M4	New World Medical, Inc.	K060644	09/18/2006
Express Mini Glaucoma Shunt	Optonol, Ltd	K030350	03/13/2003
Ex-Press Miniature Glaucoma Implant, Mode	Optonol, Ltd	K012852	03/26/2002
Ahmed Glaucoma Valve Implant	New World Medical, Inc.	K991072	07/13/1999
Ahmed Glaucoma Valve, Model S3	New World Medical, Inc.	K980657	04/20/1998
Baervelt Pars Plana Glaucoma Implant	Pharmacia Iovision, Inc.	K955455	02/18/1997
Ahmed Glaucoma Valve Implant	New World Medical, Inc.	K925636	11/12/1993
Krupin Eye Valve With Disk	Hood Laboratories	K905703	03/15/1991
Trabeculo-Suprachoroidal Shunt	Visionex, Inc.	K902296	03/14/1991
Baerveldt Glaucoma Implant	Wright Medical Corp.	K905129	02/11/1991
Optimed Glaucoma Pressure Regulator	Optimed, Inc.	K903462	10/16/1990
Modified Molteno(TM) Implants	Iop, Inc.	K902489	08/14/1990
Molteno Implant	Iop, Inc.	K890598	02/27/1989
Krupin Eye Valve W/Scleral Buckle	Hood Laboratories	K885125	01/24/1989
Molteno Valve Seton	Staar Surgical Co.	K875099	03/30/1988
White Ocular Pressure Relief Device	Precision-Cosmet Co., Inc.	K840204	02/15/1985

Para lograr la aprobación de comercialización de FDA por vía del formulario 510k el dispositivo debe ser semejante a uno que ya se está utilizando en el mercado.

El primer dispositivo con características semejantes a los que se utilizan en la actualidad fue desarrollado por Molteno en el año 1969, este conectaba la cámara anterior del ojo con la esclera a través de un conducto de silicona (diámetro externo de 630 μm y uno interno de 330 μm). El humor acuoso se drenaba a un plato de polietileno de 13 mm de diámetro con una superficie cóncava que facilita su colocación en el espacio subconjuntival suturado en sus orillas a la esclerótica y fijado entre los músculos rectos superior y temporal permitiendo que el líquido indujera una ampolla de filtración por debajo del tejido tenoniano-conjuntival. (Hong et al. 2005, Lim et al. 1998)

Los implantes sin mecanismos reguladores de presión no controlan el flujo de salida del humor acuoso lo cual induce frecuentemente hipotonía en el postoperatorio inmediato,

con la consecuente cámara anterior plana y grandes probabilidades de complicaciones mayores como desprendimiento coroideo, maculopatía hipotónica o hemorragia supracoroidea, si no se restringe la circulación de humor acuoso en el post operatorio temprano. El aplanamiento de la cámara anterior puede poner en contacto el tubo con la córnea y/o el cristalino, causando pérdida de células endoteliales y su probable descompensación con el paso del tiempo en la primera, y la posibilidad de lesión al epitelio del segundo, con la consecuente formación de opacidades (Lim et al. 1998)

En el año 1993 la FDA aprueba para el uso en el tratamiento de glaucomas un dispositivo valvulado desarrollado por el Dr. Mateen Ahmed para evitar un drenaje excesivo. El sistema de regulación es bivalvular que comercialmente se le ha denominado “Venturi Flow” haciendo mención al principio de funcionamiento del dispositivo. (FDA K925636, 1993)

La misma empresa, en el año 2002 introduce una nueva línea de productos basadas en el mismo principio de regulación del flujo cambiando el material del plato por silicona de grado médico (FP7, FP8). En la Figura 1.1 se presenta la disposición de la válvula de Ahmed® sobre el ojo.

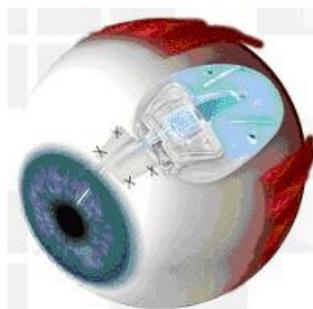


Figura 1.1: Esquema de la válvula Ahmed FP7 implantada

En la Tabla 1.2 se presentan las dimensiones y los materiales de los dispositivos de la empresa New World Medical (Rancho Cucamonga, California, USA).

Tabla 1.2: Dimensiones y materiales de la válvula de Ahmed

Modelo	Espesor [mm]	Ancho [mm]	Largo [mm]	Superficie [mm ²]	Material
FP7 (Flexible Plate™)	0.9	13	16	184	Silicone plate
S2 (Ahmed™ Glaucoma Valve)	1.9	13	16	184	Polypropylene

En las válvulas, el humor acuoso sale de la cámara anterior por un tubo pasando a través de dos membranas elastoméricas (Figura 1.2) que restringen el flujo cuando es menor de 8 mmHg y pasa cuando es mayor de 12 mmHg. (Schwartz et al. 2006, Ahmed, 2001)

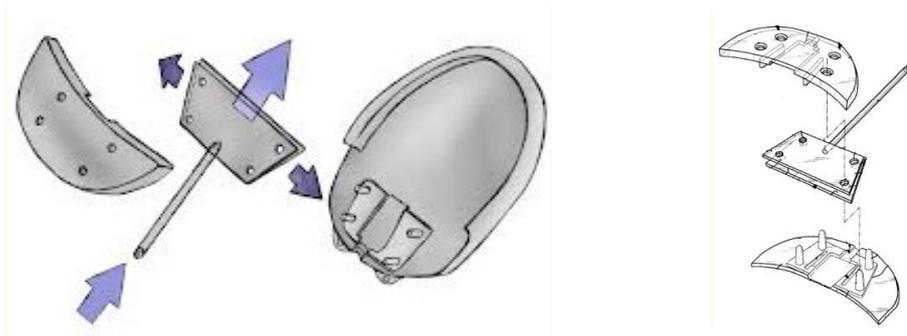


Figura 1.2: Esquema válvula de Ahmed S2, mecanismo de fijación de la membrana.

En los años 2002 y 2003 la empresa Optonol ingresa al mercado de EEUU con el dispositivo Ex-Press® declarando el dispositivo como sustancialmente equivalente a las válvulas de Ahmed, OptiMed Glaucoma Shunt, Baerverld Glaucoma Shunt (FDA K012852, 2002).

Tabla 1.3: Dimensiones y materiales del implante Express

Modelo	Diametro	Material
Ex-Press Miniature Glaucoma Implant, Mode	400 µm	Acero Inoxidable 316L

El dispositivo Ex-PRESS Mini Glaucoma Shunt esta diseñado para permitir la filtración del humor acuoso dentro del espacio subconjuntival. Hay cuatro modelos de Express (R-50, X-50, T-50 y X-200) con diámetros internos de 50 y 200 µm, el dispositivo tiene un largo que se aproxima al espesor de la esclera para facilitar la colocación tiene un chaflan y para facilitar el anclaje tiene un tope en forma de corona circular (Figura 1.3). (Tam and Ahmed, 2008)

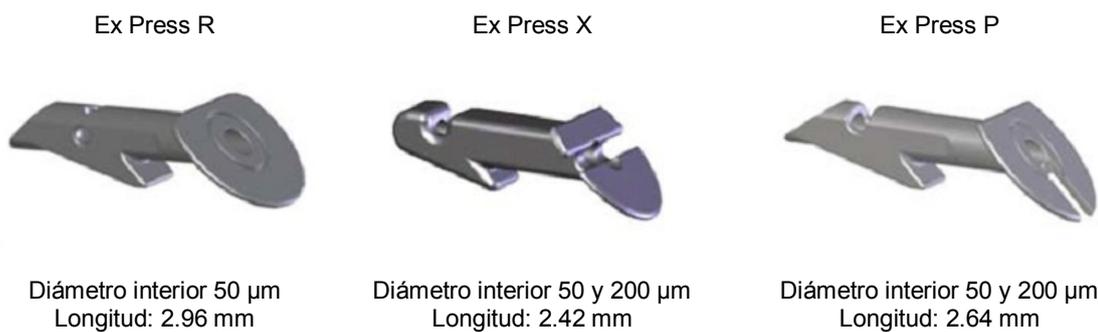


Figura 1.3: Modelos de Shunt EX-PRESS

El dispositivo se implanta en una peritomía conjuntival, en el espacio donde se suele realizar la trabeculotomía (Figura 1.4). Los riesgos asociados a la implantación de este dispositivo son de hipotonía por sobre filtración en el postoperatorio, hasta la formación de una cápsula semejante a la que se forma en la trabeculectomía.

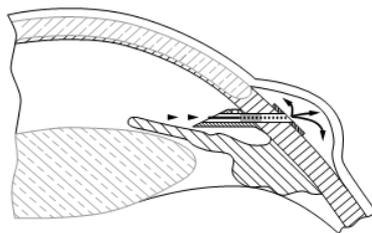


Figura 1.4: Esquema de la localización del implante Ex-PRESS (Traverso et al, 2005)

En el año 2012, la FDA aprueba el dispositivo *iStent® trabecular micro-bypass* de la empresa Glaukos, este dispositivo está indicado para ser utilizado en pacientes adultos con catarata y con necesidad de reducir la presión intraocular. El implante está construido con titanio cubierto por heparina, con un largo de 1.0 mm, 0.33 mm de alto, el Snorkel tiene un largo de 0.25 mm y un diámetro de 120 μm . (FDA Premarket Approval *iStent*, 2012)



Figura 1.5: Implante iStent, lugar de implantación

El implante tiene una forma en "L" el mismo se coloca en la cámara anterior a través de la incisión que se realiza para la cirugía de catarata, el dispositivo está diseñado para ser implantado en el canal de Schlemm y con una saliente en la cámara anterior como se observa en la Figura 1.5.

1.2 Tecnología MEMS

En el año 1958, Kilby inventa el primer circuito integrado y se comienza a investigar en el campo de la miniaturización de los dispositivos electrónicos y no electrónicos. A finales de los años 1970 se comienza a desarrollar dispositivos mecánicos integrados con electrónicos a los que se denomina como MEMS (*MicroElectromechanical Systems*).

La tecnología MEMS fue derivada inicialmente de las tecnologías de fabricación de circuitos integrados, en la actualidad los procesos de fabricación de microdispositivos involucran un amplio rango de disciplinas desde la química hasta la microinyección de moldes.

Las dimensiones de los MEMS están en el orden de los micrones (10^{-6} m). Los dispositivos MEMS a partir de *inputs* producen *outputs*, los mismos pueden ser mecánicos, movimiento de fluidos, cargas eléctricas, señales analógicas o digitales. El pequeño tamaño de los MEMS los hacen aptos para ser integrados en dispositivos portátiles e implantables.

Microválvulas construidas con tecnología MEMS

En la Figura 1.6 se presentan los mecanismos de actuación más frecuentes de las microválvulas activas construidas con tecnología MEMS, la pieza móvil tradicionalmente es una membrana acoplada con métodos de actuación (a) electromagnética, (b) electrostático, (c) piezoeléctrico, (d) bimetálico, (e) neumático, (f) propiedades de los materiales como cambios de fase.

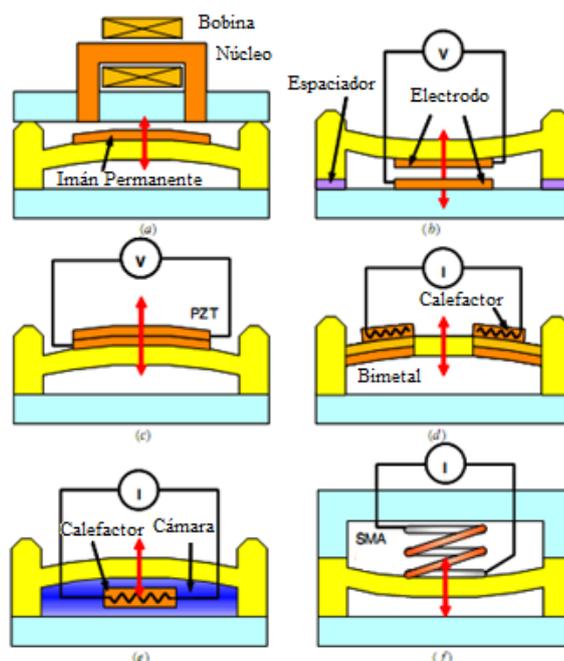


Figura 1.6: Principios de actuación de microválvulas activas (Oh and Ahn, 2006)

A modo de revisión de las distintas metodologías de actuación se presentan algunas aplicaciones con esquemas que describen los principios de funcionamiento de las mismas.

La primera válvula activa fue desarrollada por Terry et al. (1979) reduciendo en tres órdenes de magnitud la dimensión de las válvulas utilizadas en la técnica de cromatografía gaseosa de la época. La válvula era actuada por un solenoide que desplaza un vástago sobre una membrana, como se observa en la Figura 1.7. La construcción de los canales de la válvula se basó en la técnica fotolitográfica sobre una oblea de Silicio y el ataque con una base fuerte como el KOH (Hidróxido de potasio).

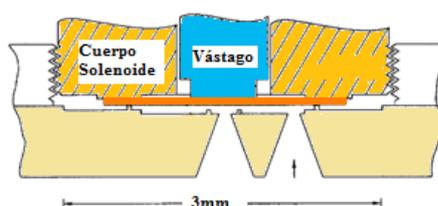


Figura 1.7: Esquema microválvula con diafragma actuada electromagnéticamente. Terry et al. (1979)

Oh et al (2001) contruyeron una microválvula a bolilla controlada por un campo magnético (Figura 1.8). Cuando esta energizado las espiras la bolilla de níquel de 750 μm de diámetro permanece en una posición que deja pasar el fluido entre las paredes de un tubo de Teflon, cuando se des energiza el sistema la bolilla es arrastrada por el fluido cerrando el canal de salida realizado con un tubo de silicona de grado médico de 625 μm de diámetro interno y 1190 μm de diámetro exterior.

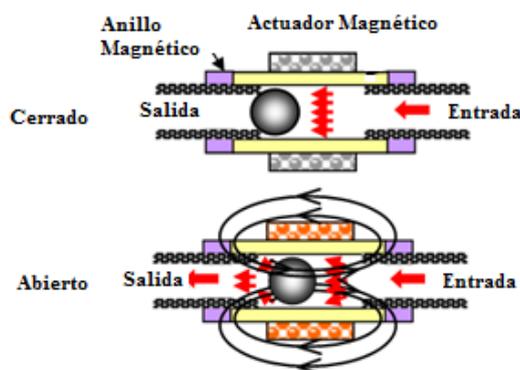


Figura 1.8: Esquema microválvula activa magnética

Las microválvula actuadas por campos magnéticos pueden combinar imanes permanentes con el agregado de espiras de un electroimán para aumentar la fuerza reduciendo el consumo en el desplazamiento de membranas.

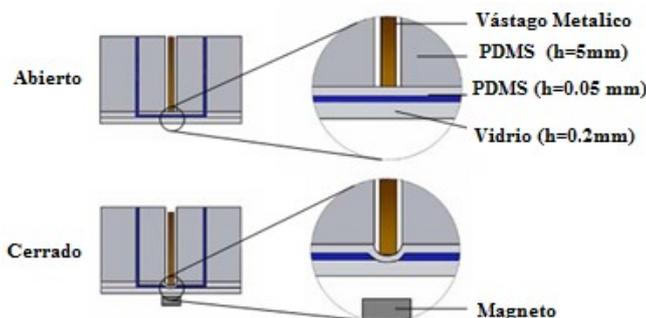


Figura 1.9: Esquema microválvula activa con imán permanente Gaspar et al. (2008)

Gaspar et al. (2008) proponen una microválvula normalmente abierta, fabricada con PDMS donde un vástago metálico (0,7 mm x 5 mm) desplaza una membrana de PDMS reduciendo el área de paso cuando se aproxima un imán permanente de NdFeB (1/8" x 1/8" x 1/16" thick, K&J Magnetics, Inc., Jamison, PA, USA). En la Figura 1.9 se presentan cortes transversales del dispositivo donde se pueden apreciar los espesores de las capas de PDMS.

Las microválvulas actuadas por campos eléctricos fueron diseñadas y desarrolladas para controlar el flujo de gases, debido a los efectos de electrolisis que producen en los fluidos.

Goll et al (1997) propusieron una microválvula con una membrana compuesta por tres capas, las dos externas aisladores y la central de oro. La membrana de 3 μm de espesor es desplazada por las fuerzas de un campo eléctrico entre dos placas separadas 25 μm , abriendo y cerrando los canales de entrada. Los voltajes necesarios

para cerrar la válvula están entre los 60-150 Voltios con una diferencia de presión de 110kPa.

En la Figura 1.10 se presenta una microválvula actuada por una viga piezoeléctrica, que modifica sus dimensiones geométricas cuando es energizada (Ernst et al, 2002). En la parte superior de la Figura la viga esta energizada cerrando el canal de paso del fluido y en la parte inferior la válvula esta en abierta.

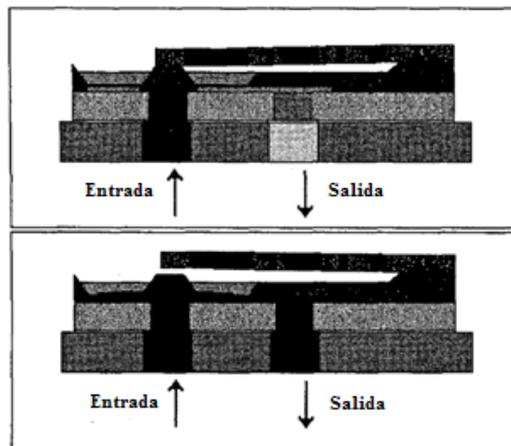


Figura 1.10: Esquema microválvula activa con actuador piezoeléctrico (Ernst et al, 2002)

Rogge et al. (2004) desarrollaron una válvula normalmente cerrada para gases y fluidos basadas en un actuador piezoeléctrico que funciona con 300 Voltios con una velocidad de respuesta de 2 ms (Figura 1.11). Las pérdidas medidas fueron de 30 $\mu\text{l}/\text{min}$ a una presión de 200KPa para el Nitrógeno y de 0,0133 $\mu\text{l}/\text{min}$ a una diferencia de presión de 100KPa de agua.

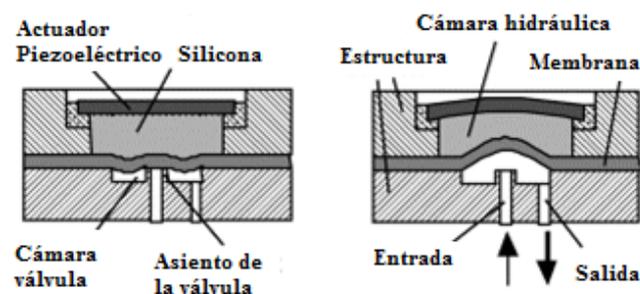


Figura 1.11: Esquema microválvula normalmente cerrada con actuador piezoeléctrico Rogge et al. (2004)

En la categoría de las válvulas térmicas se incluyen las actuadas por bimetales y por efectos termo-neumáticos. Los dispositivos basados en este tipo de mecanismos de actuación son atractivos por que tienen estructuras simples, las desventajas se asocian al elevado consumo de energía para lograr los cambios de temperatura y una respuesta lenta del actuador.

En la Figura 1.12 se ilustra el diseño de una válvula normalmente cerrada realizada por Barth (1995), cuando la misma es enfriada el aluminio y el silicio se relajan y la válvula está cerrada. Cuando la temperatura se incrementa el aluminio se expande más que el silicio desplazando la estructura hacia arriba, permitiendo el flujo.

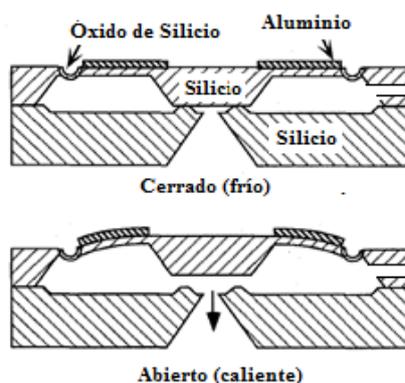


Figura 1.12: Microválvula activa con actuador termoelástico Barth (1995)

En la Figura 1.13, se presenta la estructura de una válvula normalmente abierta, el mecanismo de actuación es electro-termo-neumático, donde la resistencia calefactora se encuentra suspendido en el interior de la cámara a calefaccionar. El dispositivo opera a baja de presión (100 a 200 hPa) con una potencia de 20 a 40 mW. (Ruzzu, 1998)

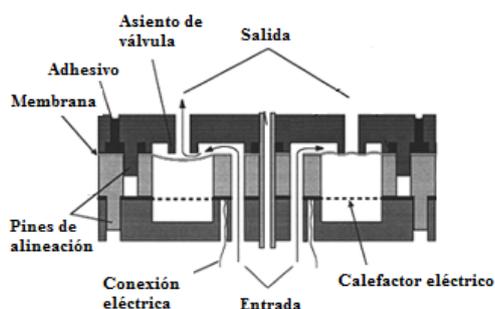


Figura 1.13: Esquema en corte de microválvula electro-termo-neumática Ruzzu (1998)

Microválvulas y shunt para aplicaciones biomédicas

Entre las válvulas implantables se pueden mencionar dispositivos propuestos para regular la presión hidrocefálica (Johansson et al. 2014), válvulas para regular la presión de la vejiga (Liu Y, 2005) y para la liberación de fármacos (Goettsche et al. 2007).

En la Tabla 1.4 se presentan dispositivos fabricados con tecnología MEMS para la regulación de la presión intraocular, a modo de resumen se presentan el principio de funcionamiento y alcance de cada uno de ellos para luego pasar a la descripción.

Tabla 1.4: Dispositivos BioMEMS para glaucoma

Dispositivo	Principio de funcionamiento	Alcance	Referencias
Válvula con disco de Parylene.	Pasivo, bidireccional basada en el desplazamiento del disco sobre canales de circulación del fluido.	Prototipo experimental	Chen et al., (2008)
Válvula Cantilever	Unidireccional, el cierre del canal de paso del fluido se realiza con una viga en voladizo, pudiendo regular la presión de apertura cambiando la distancia al punto de apoyo.	Prototipo experimental	Pan et al. (2003, 2007)
SOLX® Inc	Shunt basado en microcanales, la resistencia hidráulica depende las dimensiones del dispositivo.	Producto en el Mercado	Diouf et al. (2008)
Válvula electroquímica	El diafragma es desplazado por aumento de la presión de oxígeno producido por electrólisis.	Prototipo experimental	Neagu et al. (1997,1998)
Microválvula electromagnética	Microválvula activa donde el diafragma es desplazado por un efecto de un electroimán.	Prototipo experimental	Bae et al. (2003)
Microválvula ferromagnética	Se basa en disponer una gota de material ferromágnetico no misible en un capilar, el ángulo de contacto de material se modifica con imanes permanentes, modificando la presión de apertura.	Prototipo experimental	Paschalis et al. 2013
Válvula ajustable para glaucoma	Mediante un iman externo se puede ajustar el valor de la resistencia hidráulica del dispositivo, modificando el area de paso en un conducto de silicona de 300 μm de diámetro externo.	Prototipo experimental en estudios PMA de FDA	Stergiopoulos N, 2007

La válvula con disco de Parylene se basa en el desplazamiento de un disco flotante que bloquea el paso del fluido en una dirección y en la otra permite el pasaje de fluido hasta una determinada presión de cierre. La estructura de la válvula se construyó sobre un sustrato de silicio y la misma fue diseñada para aplicaciones biomédicas como por ejemplo el control de la presión intraocular. (Chen et al., 2008)

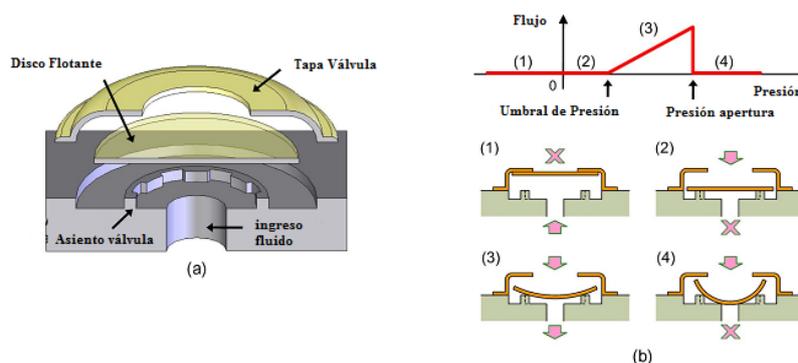


Figura 1.14: Esquema de microválvula pasiva y esquema de funcionamiento. Chen et al. (2008)

En la Figura 1.14 (a) se presentan los componentes de la válvula y en la Figura 1.14 (b) se describe el mecanismo de regulación como consecuencia del desplazamiento del disco de parylene en función de la dirección del flujo.

Pan et al. (2003, 2007) presentaron diseños de una válvula pasiva cantiléver que permite ajustar la resistencia hidráulica del dispositivo cuando es implantada en el paciente, por vía telemétrica y por única vez. La energía transferida por vía telemétrica es empleada en disolver por una reacción electroquímica los puntos de apoyo de la viga

en voladizo, cambiando la resistencia hidráulica del dispositivo. En la Figura 1.15 se observa, en color azul, el circuito eléctrico que permite aplicar una diferencia de potencial entre el pad de oro y cada uno de los apoyos de la viga.

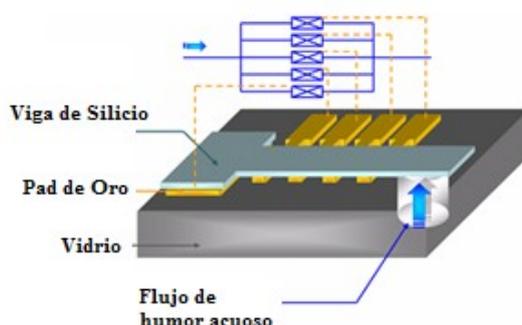


Figura 1.15: Esquema de microválvula pasiva. Pan et al. (2003, 2007)

El dispositivo Solx® es un *shunt* para el drenaje de humor acuoso de la cámara anterior al espacio suprachoroidal como se observa en la Figura 1.16 (a), el objetivo del dispositivo es aumentar el drenaje por la vía uveoescleral. El dispositivo está construido por dos láminas de oro superpuestas como se observa en la Figura 1.16 (b). [Diouf et al. \(2008\)](#) describen el proceso de fabricación con tecnología MEMS basado en procesos fotolitográficos y el crecimiento de estructuras en oro por electrodeposición.

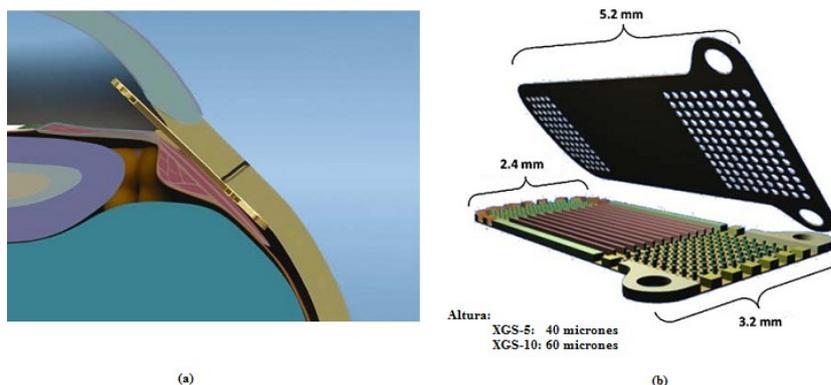


Figura 1.16: Shunt Solx, (a) ubicación del implante en el ojo (b) partes del dispositivo.

El modelo XGS-5 pesa 6,2 mg y tiene un espesor de 60 μm , en el interior cuenta con 9 canales de 25 μm de ancho y 44 μm de alto por donde fluye el humor acuoso. El modelo XGS-10 pesa 9,2 mg con igual ancho de canales y 68 μm de alto. ([Tam and Ahmed, 2008](#))

El dispositivo aun no cuenta con la aprobación de la FDA pero es utilizado a nivel internacional ([Karmel M, 2011](#)).

Para mejorar la performance del dispositivo, se propusieron incorporar válvulas construidas en parylene para obtener una resistencia hidráulica que varié con la presión intraocular de forma no lineal. ([Lin and Clevenger, 2009](#)) En la Figura 1.17 se presenta una de las formas de válvulas evaluadas para modificar la performance de los shunt.

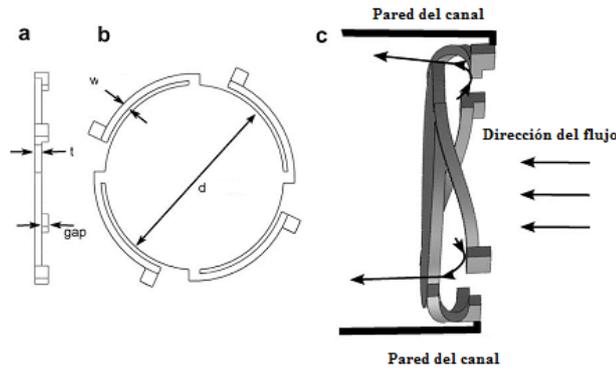


Figura 1.17: Modificaciones propuestas para el dispositivo SOLX (Lin and Clevenger, 2009)

Neagu et al. (1996, 1998) propone una microválvula para glaucoma basada en principios electroquímicos. La membrana que modifica el área de paso del humor acuoso es flexionada por el aumento de presión del oxígeno que se produce en un proceso de electrólisis (Figura 1.18). Cuando la válvula es energizada con 1.6 Voltios y una corriente de 50 μA , se produce una presión de oxígeno de 200 kPa en pocos segundos, causando la deflexión de la membrana en un rango de 30 a 70 μm .

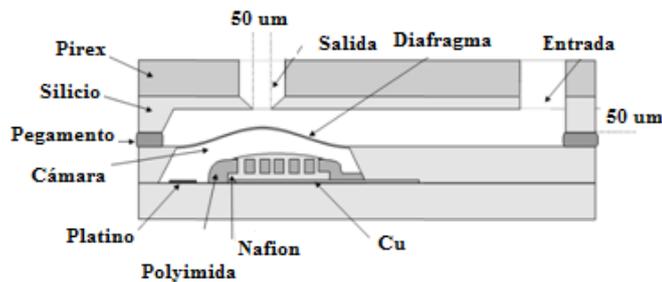


Figura 1.18: Microválvula electroquímica (Neagu et. al, 1996)

Bae et. al. (2003) fabricaron una microválvula activa normalmente cerrada para la regulación de la presión intraocular basada en la interacción de campos magnéticos un imán permanente solidario a una membrana y un solenoide que cuando es energizado abre la válvula. En la Figura 1.19 se presenta un esquema de la microválvula propuesta, el consumo de corriente es de 60 mA.

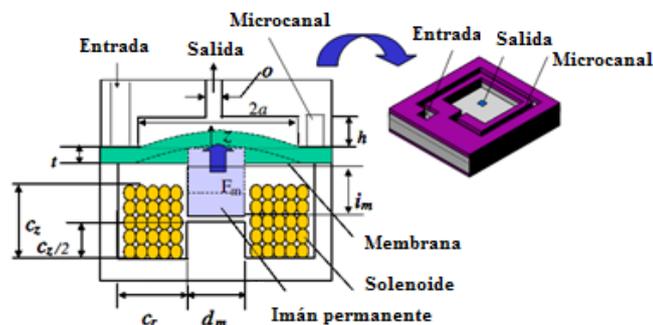


Figura 1.19: Microválvula electromagnética (Bae et. al, 2003)

La microválvula propuesta por Paschalis et. al (2013) se basa en el uso de 0,1 μl de ferrofluido (partículas de 10 nm de Fe_3O_4 suspendidas en fluorocarbono) inmiscible en

agua colocada en un tubo de cuarzo de 400 μm de diámetro externo y 300 μm de diámetro interno como se observa en la Figura 1.20.

El fluidoferromagnético en presencia de un campo magnético estático cambia el ángulo de contacto con la superficie que lo contiene, generando fuerzas en la interfase. Por lo tanto el fluido puede actuar como una barrera bloqueando el pasaje del humor acuoso, el imán principal (cubo de 158 μm , $\text{Nd}_2\text{Fe}_{14}\text{B}$, K&J Magnetics, Inc., Jamison, PA, USA) se utiliza para retener fijo el ferrofluido en la pared del capilar y el imán secundario para ajustar la fuerza que se requiere para atravesar la barrera. Cuando la presión del humor acuoso vence la fuerza de atracción del imán secundario el humor acuoso comienza a fluir.

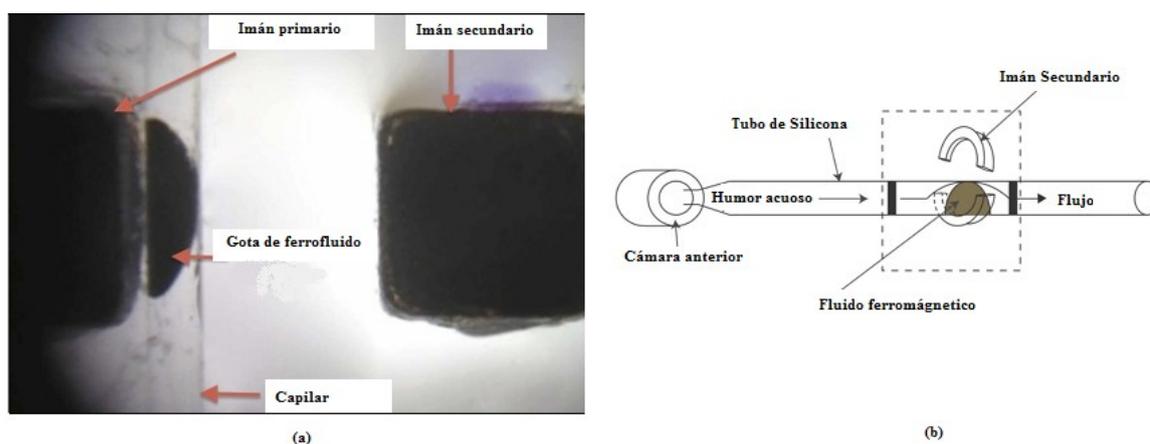


Figura 1.20: Microválvula ferromagnética (Paschalis et. al, 2013)

En la Figura 1.21 se presenta el dispositivo de drenaje para glaucoma ajustable y su control externo (Figura 1.22), que se utiliza para leer la posición funcional del implante y para ajustar su resistencia fluidica. (Stergiopoulos, 2007)

El implante se inserta quirúrgicamente debajo de un colgajo escleral de una manera similar a la derivación Ex-PRESS. Se compone de un tubo de silicona con diámetro exterior de 300 μm y diámetro interno de 200 μm , que drena el humor acuoso de la cámara anterior en una ampolla formada en el espacio escleral. El implante contiene un mecanismo que permite una compresión variable del tubo, alterando su área de sección transversal en consecuencia y cambiar así la resistencia fluidica. Los diversos niveles de compresión en el tubo se consiguen mediante la rotación de un disco magnético (que puede ser regulado externamente) alrededor de un eje, que es excéntrico a su eje de simetría. La posición angular del disco magnético define la longitud del tubo que se comprime, así como el grado de compresión radial. (Villamarin et al. 2014).

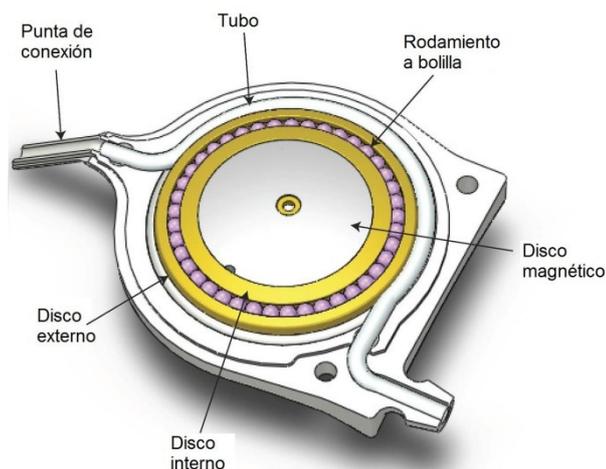


Figura 1.21: Válvula de resistencia hidráulica ajustable magnéticamente

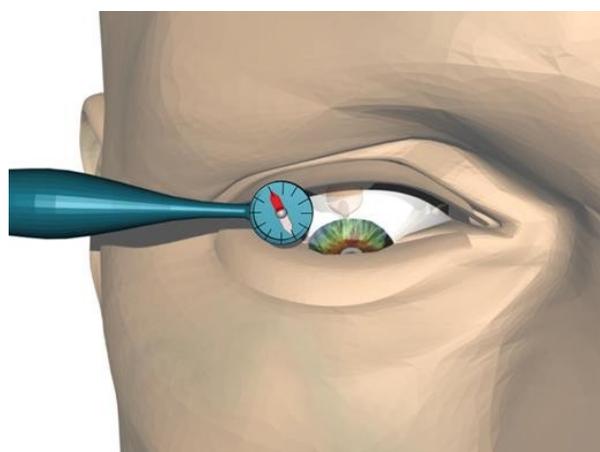


Figura 1.22: Dispositivo externo para modificar la resistencia de la válvula

En la Figura 1.23 se observa la caída de presión de 80 mmHg en el dispositivo cuando se modifica la posición del disco magnético entre 80 y 150 grados (Villamarin et al. 2014b).

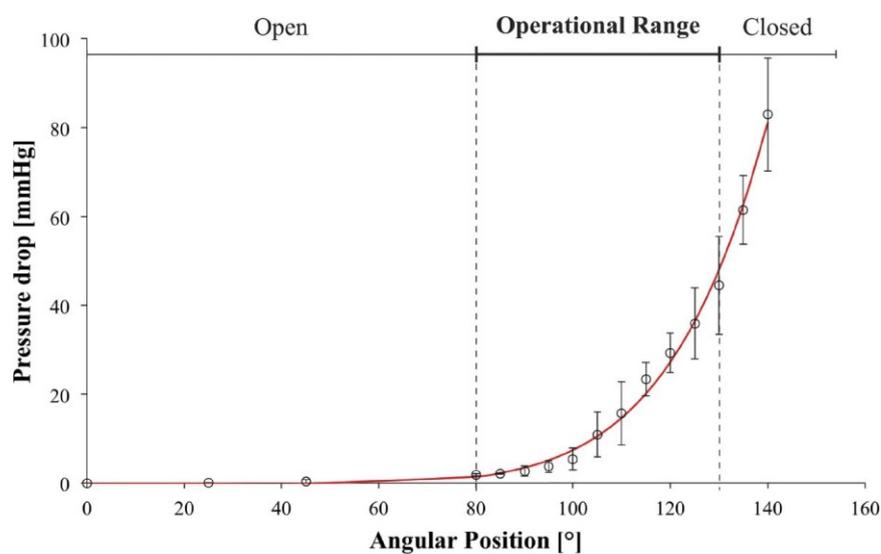


Figura 1.23: Caída de presión en la válvula cuando se modifica la posición del disco magnético

1.3 Actuadores basados en polímeros conductivos

En este apartado se presenta el mecanismo de actuación basado en el uso de polímeros conductivos dopados para aplicaciones biomédicas (no glaucoma), en el capítulo 4 se profundizan las características de los materiales como así también aspectos vinculados con su síntesis y caracterización.

Los actuadores basados en polímero conductor Polipirrol (PPy) dopado con DodecibencenSulfonato (DBS) se los puede clasificar en *actuadores volumétricos* que aprovechan los cambios en la altura y *actuadores basados en vigas o diafragmas bicapa* que aprovechan las deformaciones en el plano cuando son energizados.

Los actuadores volumétricos se basan en la deformación del espesor del polímero, este mecanismo es el utilizado por [Berdichevsky and Lo \(2003\)](#) en la construcción de una microválvula para el control de flujos en sistemas microfluídicos como lab-on-chip¹.

Un sistema de microfluidico típico para aplicaciones tales como un laboratorio-on-chip utiliza microcanales relativamente largos, con anchura y profundidad de sólo unas pocas decenas de micrómetros o menos.

En la Figura 1.24 (a) se observa el esquema de la microválvula normalmente abierta construida con PDMS, la válvula se cierra cuando se energiza el actuador aumentando su volumen cerrando el canal en el PDMS como se observa en la Figura 1.24 (b). Los electrodos que se utilizan para energizar el actuador PPy(DBS) son de oro.

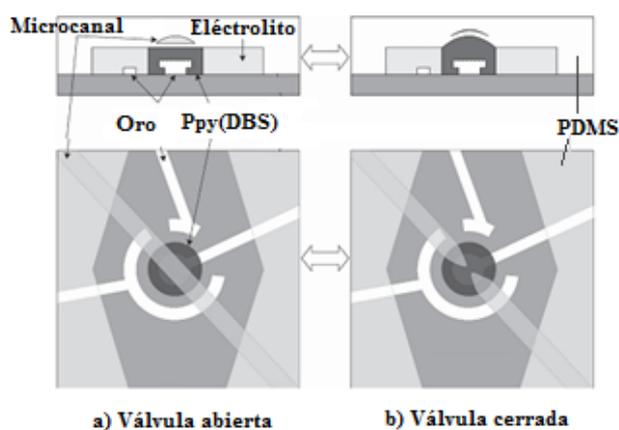


Figura 1.24: Microválvula con actuador volumétrico de PPy(DBS) (Berdichevsky and Lo, 2003)

Los *actuadores basados en vigas o diafragmas bicapa* son estructuras de vigas en voladizo (cantilever) o diafragmas que permiten amplificar las pequeñas deformaciones en el plano del polímero conductor. Los mismos se construyen depositando una capa delgada del polímero conductor sobre un sustrato delgado que no cambia el volumen cuando se le aplica un voltaje, con pequeñas deformaciones del polímero se logran desplazamientos importantes ([Smela 1999](#)).

¹ es un dispositivo que integra una o varias funciones propias de un laboratorio en un único chip cuyas dimensiones van desde solo unos milímetros hasta unos pocos centímetros cuadrados

Los actuadores basados en estructuras *bilayers* fueron empleados en la construcción de un dispenser de fármacos (*Drug delivery*) implantables como el que se observa en la Figura 1.25, el intercambio de iones del actuador se realizan con el extracelular del cuerpo humano.

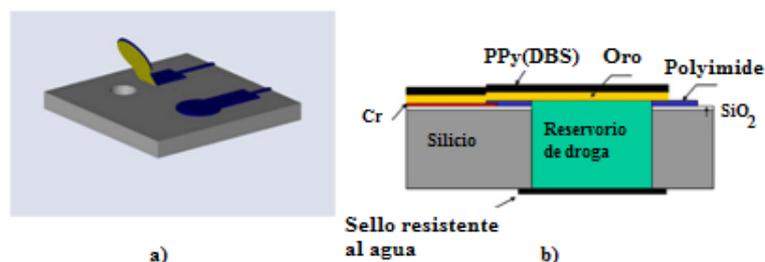


Figura 1.25: Dispositivo MEMS para la liberación de fármacos basado en una viga PPy(DBS) (Xu et al, 2006)

En la Figura 1.26 se presenta un dispositivo que permite la liberación de un fármaco al medio contiguo al MEMS, la válvula permite la circulación cuando el diafragma de PPy(DBS) se desplaza al incorporar iones sodio que provienen del reservorio de electrolito.

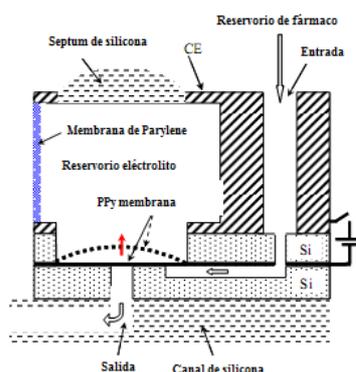


Figura 1.26: Dispositivo MEMS para la liberación de fármacos basado en un diafragma de PPy(DBS) con reservorio incluido Goettsche et al. (2007).

La principal causa de falla de los actuadores bilayers en microdispositivos se debe a los efectos de delaminación entre el film del PPy(DBS) con el sustrato de oro (Au). En interfase entre el polímero y el contacto eléctrico de oro no hay enlaces covalentes que permitan una adhesión mayor, cuando se actúa el bilayer aparecen esfuerzos de corte en la interfase que remueven la adhesión entre los materiales. Para mejorar la adhesión entre los materiales se investigaron técnicas para aumentar la rugosidad (Liu et al, 2007), reducir los esfuerzos de corte entre el PPy(DBS) y Au introduciendo un buffer (Shapiro and Smela, 2006)

Otra causa de falla de los actuadores se debe a la interacción del polímero con el electrolito debido al ataque nucleofílico (oxidación), por ejemplo en soluciones acuosas el PPy(DBS) comienza a declinar su funcionamiento a partir de 35000 ciclos reduciendo a la mitad los valores iniciales (Liu et al. 2003). En líquidos iónicos el PPy puede ciclar de manera indefinida sin observarse alteraciones de sus propiedades (Lu et al, 2002)

Para evitar los reservorios de iones externos a las estructuras bi-layers se desarrollaron los actuadores tri-layers donde los iones se encuentran confinados en una matriz porosa cerrada por un film de polímero conductivo, pudiendo funcionar tanto en el aire como en medios acuosos. Las matrices porosa más frecuentemente utilizadas son polifluoruro de vinilideno (PVDF) de 110 μm (Alici et al, 2006; Fang et al, 2008; Alici et al, 2009).

Kim et al. (2008) y Fang et al. (2010) utilizan estructuras tri-layers como mecanismo de actuación de microbombas. En la Figura 1.27 se observa las distintas piezas de la microbomba en perspectiva explotada, la unidireccional del flujo se logra a través de válvulas de retención (check valve) de PDMS. El cuerpo de la bomba es de PMMA, donde las cavidades se obtienen por maquinado con fresas de control numérico. Sobre el diafragma de PDMS se pega el actuador de PPy-PVDF-PPy de 180 μm de espesor, 10 mm de ancho y 10 mm de largo.

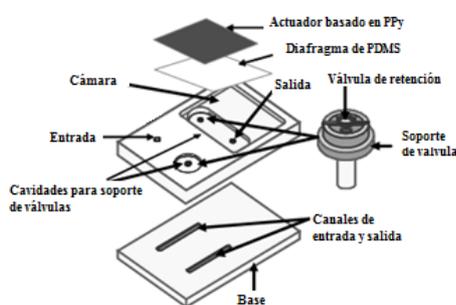


Figura 1.27: Microbomba basada en un actuador rectangular de PPy-PVDF-PPy. (Kim et al. 2008)

En la Figura 1.28 se presenta microbomba fabricada por (Fang et al, 2010) el diámetro total del actuador es de 19 mm, con un diámetro libre de la fijación de 12 mm y un espesor de 170 μm .

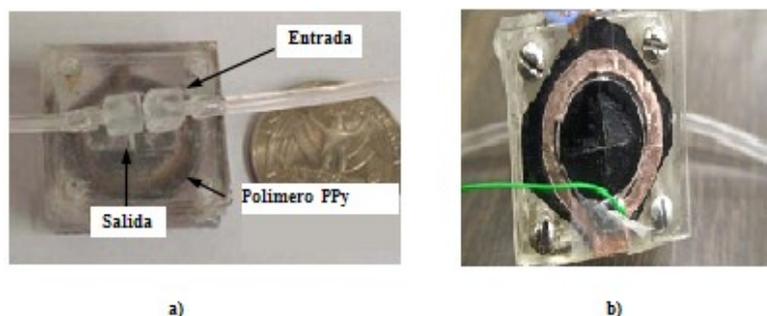


Figura 1.28: Microbomba basada en un actuador circular de PPy-PVDF-PPy. (Fang et al, 2010)

Debido a la rigidez del actuador las dimensiones de ambos dispositivo supera la decena de milímetros, en la bibliografía no se describen dispositivos implantables que utilicen actuadores tri-layers. En la bibliografía se observan trabajos de investigación que reducen el espesor de la matriz porosa (PVDF), lo que permite reducir las dimensiones de los actuadores y el consumo energético. (Gaihre et al, 2011)

Considerando las características de las distintas aplicaciones y sus mecanismos de actuación se presentan las características de la microválvula.

1.4 Microválvula propuesta

El dispositivo propuesto por [Guarnieri \(2012\)](#) es un implante activo para el control del caudal de humor acuoso basado en el uso de polímeros conductivos.

El dispositivo incluye una válvula “cuasi-biestable” comandada por un sensor de presión intraocular. El diafragma propuesto es un polímero conductivo conjugado biocompatibles, que presenta cambios en el volumen que dependen del potencial eléctrico aplicado.

En la Figura 1.29 se presenta un diagrama en bloques de los componentes de la microválvula, el sensor y actuador son acoplados al conducto de drenaje, la medición de la presión se realiza cuando la válvula está en la posición normalmente cerrada.

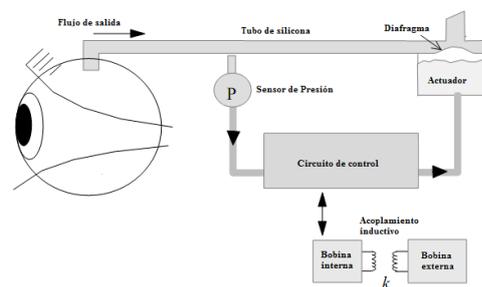


Figura 1.29: Diagrama de bloques de la microválvula propuesta por Guarnieri (2012).

La posición más frecuente de la membrana es la posición normalmente cerrada (Figura 1.30 a), al aumentar la presión la membrana será forzada eléctricamente a deformarse y abrir el conducto para permitir el drenaje (Figura 1.30 b). El rango de presión que la micro válvula debe ajustar es de 1000-4000 Pa por encima de la presión atmosférica, a muy bajo flujo de líquido, 1-3 $\mu\text{l}/\text{min}$.

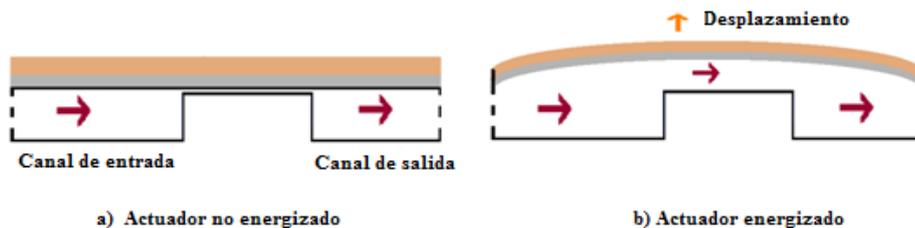


Figura 1.30: Ubicación del actuador cuando el actuador en la microválvula es energizado.

En la Tabla 1.5, se describen las distintas alternativas cuando se modifica la posición del actuador en la válvula, se analizan los efectos sobre el globo ocular para distintos flujos de salida de humor acuoso utilizando como referencia el caudal promedio de 2,5 $\mu\text{l}/\text{min}$ y los daños posibles cuando el dispositivo no puede ser energizado.

Tabla 1.5: Efectos sobre el globo ocular de la posición del actuador

Normalmente	Caudal salida (qsal)	Efectos	Consecuencia en caso de falla
cerrada	qsal = 0 μ l/min	Hipertensión	Semejante a los efectos del glaucoma.
Abierta	qsal > 2,5 μ l/min	Hipotensión	Desprendimiento de retina; daño del epitelio corneal
Abierta	qsal < 2,5 μ l/min	Hipertensión	Reducción de los efectos del glaucoma
variando la apertura	2,5 μ l/min < qsal < 5 μ l/min	Normotensión	

Las características que se podrían lograr con el implante propuesto son:

1. Tamaño reducido basado en el uso de tecnologías MEMS, lo que permitiría facilitar el proceso quirúrgico, evitar o reducir la reacción del tejido circundante y la posible obstrucción del drenaje. La reducción del tamaño también está asociada a la reducción del consumo energético del dispositivo.
2. Control activo del drenaje lo que permitiría una regulación dinámica de la presión intraocular contemplando distintas situaciones como los cambios diurnos, durante el implante, dinámica de la enfermedad, etc.
3. Monitoreo telemétrico que posibilite cambio de estrategia del tratamiento (cambio de la presión intraocular de control, testeo del funcionamiento del implante).

Las características antes enunciadas permiten mejorar la biocompatibilidad del implante lo que colaboraría en aumentar la vida útil del mismo.

1.5 Síntesis del capítulo

En este capítulo se revisan los principales dispositivos implantables, que permiten disminuir la presión intraocular en pacientes con glaucoma, aprobados para su comercialización por la *FDA* en Estados Unidos de Norteamérica. Cabe mencionar que la agencia homóloga que regula el ingreso de tecnología médica en Argentina es el ANMAT (Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología Médica) quien reconoce y habilita la comercialización de productos de uso médico en Argentina que estén registrados y aprobados para su uso en países que cuentan con organismos de alta vigilancia tecnológica (Europa, EEUU).

Entre los dispositivos aprobados se encuentran los denominados *shunt* (Molteno, Express) y las válvulas pasivas como la válvula de Ahmed. Uno de los últimos productos aprobados es iStent que implanta en pacientes que presentan glaucomas leves o moderados, como procedimiento asociado al remplazo del cristalino por lentes intraoculares en pacientes con catarata.

El desarrollo de la tecnología MEMS (Micro Electrical Mechanical System) posibilita el diseño y construcción de dispositivos miniaturizados para ser implantados. Existen prototipos experimentales de válvulas para controlar la presión basadas en actuadores electromagnéticos que no son implantables por sus elevados consumos (60 mA) (Byunghoon et al. 2002).

Pan et al. (2007) propone una válvula pasiva basada en una viga que permiten ajustar por única vez la resistencia hidráulica del dispositivo post implantado.

La válvula propuesta por Paschalis et. al (2013), esta basada en el uso de microimanes con fluidos ferromagnéticos inmiscibles en agua, la regulación de la presión de apertura y cierre se realiza ajustando la distancia de los imanes aspecto que impide un ajuste dinámico del dispositivo. La última válvula también se basa en el uso del imanes para el ajuste diario de la resistencia hidráulica propuesta por Stergiopoulos (2007).

El capítulo finaliza describiendo las dos variantes de producción de actuadores basados en polímeros conductivos conjugados y aplicaciones como las de Goettsche et al. (2007) que permiten considerar el uso de este tipo de actuadores en dispositivos como el propuesto por Guarnieri (2012) por su bajo nivel de consumo.

En el próximo capítulo se presentan cuatro diseños diferentes con la simulación de su funcionamiento.

1.6 Referencias bibliográficas

Ahmed, A. M. (2001). U.S. Patent No. 6,261,256. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

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.

Bae, B., Kee, H., Kim, S., Lee, Y., Sim, T., Kim, Y., & Park, K. (2003). In vitro experiment of the pressure regulating valve for a glaucoma implant. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 13(5), 613.

Barth, P. W. (1995, June). Silicon microvalves for gas flow control. In *Solid-State Sensors and Actuators, 1995 and Eurosensors IX.. Transducers' 95. The 8th International Conference on* (Vol. 2, pp. 276-279). IEEE.

Berdichevsky, Y. and Lo, Y.-H. (2003) Polymer microvalve based on anisotropic expansion of polypyrrole, Mat. Res. Soc. Symp. Fall Meeting, 1–5 December 2003, Boston, MA, 782 (eds LaVan, D. A., Ayon, A. A., Madou, M. J., et al.), A4.4.1.

Chen, P. J., Rodger, D. C., Humayun, M. S., & Tai, Y. C. (2008). Floating-disk parylene microvalves for self-pressure-regulating flow controls. *Microelectromechanical Systems, Journal of*, 17(6), 1352-1361.

Diouf, A., Reimann, G., & Bifano, T. (2008). Fabrication of implantable microshunt using a novel channel sealing technique. *Journal of Micro/Nanolithography, MEMS, and MOEMS*, 7(3), 030501-030501.

Ernst, H., Willmann, M., Goettsche, T., Kohnle, J., Sandmaier, H., & Zengerle, R. (2002, October). Microvalves for implantable microdosage systems. In *Proc. Conf. on EMBS/BMES 2002* (pp. 1840-1).

Fang, Y., Tan, X., & Alici, G. (2008). Robust adaptive control of conjugated polymer actuators. *Control Systems Technology, IEEE Transactions on*, 16(4), 600-612.

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.

FDA Medical Device (2014).
www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfPMN/pmnmn.cfm

FDA, Food and Drug Administration (1993) Summary 512K Ahmed Glaucoma Valve Implant

FDA K012852, 2002, www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf/K012852.pdf

FDA K030350, 2003,

<http://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmnmn.cfm?ID=K030350>

FDA Premarket Approval istent, 2012.

www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpma/pma.cfm?id=14739

Gaspar, A., Piyasena, M. E., Daroczi, L., & Gomez, F. A. (2008). Magnetically controlled valve for flow manipulation in polymer microfluidic devices. *Microfluidics and Nanofluidics*, 4(6), 525-531.

Gaihre, B., Alici, G., Spinks, G. M., & Cairney, J. M. (2011). Synthesis and performance evaluation of thin film PPy-PVDF multilayer electroactive polymer actuators. *Sensors and Actuators A: Physical*, 165(2), 321-328.

Guarnieri (2010) Patente de Invención AR058947 "Microaparato implantable en el ojo para aliviar glaucoma o enfermedad causante de sobrepresión ocular".

Guarnieri, F. A. (2012). U.S. Patent No. 8,206,440. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

Goettssche, T. Schemacher A, Zengerle R, et al. (2007) Highly Integrated Oral Drug Delivery System With Valve Based On Electro-active polymer, Conference on Micro-Electro-Mechanical Systems 2007 (MEMS07), 21-25 January 2007, Kobe, Japan, 461-4.

Goll, C., Bacher, W., Büstgens, B., Maas, D., Ruprecht, R., & Schomburg, W. K. (1997). An electrostatically actuated polymer microvalve equipped with a movable membrane electrode. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 7(3), 224.

Hong, C. H., Arosemena, A., Zurakowski, D., & Ayyala, R. S. (2005). Glaucoma drainage devices: a systematic literature review and current controversies. *Survey of ophthalmology*, 50(1), 48-60.

Johansson, S. B., Eklund, A., Malm, J., Stemme, G., & Roxhed, N. (2014). A MEMS-based passive hydrocephalus shunt for body position controlled intracranial pressure regulation. *Biomedical microdevices*, 1-8.

Karmel M, (2011) Glaucoma Treatment Paradigm Driven By New Interventions www.aao.org/publications/eyenet/201103/feature.cfm

Kim, J. H., Lau, K. T., & Diamond, D. (2008). Fabrication of microfluidic pump using conducting polymer actuator. In *Sensor Networks, Ubiquitous and Trustworthy Computing, 2008. SUTC'08. IEEE International Conference on* (pp. 457-463). IEEE.

Liu, Y. (2005). Fabrication and Characterization of Polypyrrole/Gold Bilayer Microactuators for Bio-MEMS Applications.

Liu, Y., Gan, Q., Baig, S., & Smela, E. (2007). Improving PPy adhesion by surface roughening. *The Journal of Physical Chemistry C*, 111(30), 11329-11338.

- Lin, J. L., & Clevenger, J. M. (2009). Modeling and optimizing passive valve designs for the implantable Gold Micro-Shunt used in glaucoma treatment. *Computers & Structures*, 87(11), 664-669.
- Lim, K. S., Allan, B. D. S., Lloyd, A. W., Muir, A., Khaw, P. T., LIM, K., & KHAW, P. (1998). Glaucoma drainage devices; past, present, and future. *British journal of ophthalmology*, 82(9), 1083-1089.
- Lu, W., Fadeev, A. G., Qi, B. H., et al. (2002) Use of ionic liquids for pi-conjugated polymer electrochemical devices, *Science*, 297 (5583), 983–7.
- Neagu, C. R., Gardeniers, G. E., Elwenspoek, M., & Kelly, J. J. (1996). An electrochemical microactuator: principle and first results. *Microelectromechanical Systems, Journal of*, 5(1), 2-9.
- Neagu CR. (1998). A medical microactuator based on an electrochemical principle Universiteit Twente - Elektrotechniek. Available from: <http://doc.utwente.nl/13878/>.
- Oh, K. W., & Ahn, C. H. (2006). A review of microvalves. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 16(5), R13.
- Oh, K. W., Rong, R., & Ahn, C. H. (2001, January). In-line micro ball valve through polymer tubing. In *Micro Total Analysis Systems 2001* (pp. 407-408). Springer Netherlands.
- Pan T, Li Z, Brown JD, Ziaie B. (2003). Microfluidic characterization of a valved glaucoma drainage device with implications for enhanced therapeutic efficacy. *Engineering in Medicine and Biology Society. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, Vol. 4.p. 3317–3320.
- Pan, T., Baldi, A., & Ziaie, B. (2007). Remotely adjustable check-valves with an electrochemical release mechanism for implantable biomedical microsystems. *Biomedical microdevices*, 9(3), 385-394.
- Paschalis, E. I., Chodosh, J., Sperling, R. A., Salvador-Culla, B., & Dohlman, C. (2013). A Novel Implantable Glaucoma Valve Using Ferrofluid. *PloS one*, 8(6), e67404.
- Patel, S., Pasquale, L. R. (2010). Glaucoma drainage devices: a review of the past, present, and future. In *Seminars in Ophthalmology* (Vol. 25, No. 5-6, pp. 265-270). New York: Informa Healthcare.
- Rogge, T., Rummler, Z., & Schomburg, W. K. (2004). Polymer micro valve with a hydraulic piezo-drive fabricated by the AMANDA process. *Sensors and Actuators A: Physical*, 110(1), 206-212.
- Ruzzu, A., Bade, K., Fahrenberg, J., & Maas, D. (1998). Positioning system for catheter tips based on an active microvalve system. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 8(2), 161.
- Schwartz, K. S., Lee, R. K., & Gedde, S. J. (2006). Glaucoma drainage implants: a critical comparison of types. *Current opinion in ophthalmology*, 17(2), 181-189.
- Shapiro, B., & Smela, E. (2007). Bending actuators with maximum curvature and force and zero interfacial stress. *Journal of intelligent material systems and structures*, 18(2), 181-186.
- Smela, E. (1999). Microfabrication of PPy microactuators and other conjugated polymer devices. *Journal of micromechanics and microengineering*, 9(1), 1.

Souza, C., Tran, D. H., Loman, J., Law, S. K., Coleman, A. L., & Caprioli, J. (2007). Long-term outcomes of Ahmed glaucoma valve implantation in refractory glaucomas. *American journal of ophthalmology*, 144(6), 893-900.

Stergiopoulos, N. (2007) Non-invasively adjustable drainage device. US Patent Office.

Tam D. Y., Ahmed I.I.K, (2007) New Glaucoma Surgical Devices. En Friedman, N. J., & Kaiser, P. K. (2007). *Essentials of ophthalmology*. Elsevier Health Sciences.

Terry, S. C., Jerman, J. H., & Angell, J. B. (1979). A gas chromatographic air analyzer fabricated on a silicon wafer. *Electron Devices, IEEE Transactions on*, 26(12), 1880-1886.

Traverso, C. E., De Feo, F., Messas-Kaplan, A., Denis, P., Levartovsky, S., Sellem, E., & Belkin, M. (2005). Long term effect on IOP of a stainless steel glaucoma drainage implant (Ex-PRESS) in combined surgery with phacoemulsification. *British journal of ophthalmology*, 89(4), 425-429.

Villamarin, A., Roy, S., Bigler, S., & Stergiopoulos, N. (2014). A New Adjustable Glaucoma Drainage Device. *Investigative ophthalmology & visual science*, 55(3), 1848-1852.

Villamarin, A., Stergiopoulos, N., Bigler, S., Mermoud, A., Moulin, A., & Roy, S. (2014b). In Vivo Testing of a Novel Adjustable Glaucoma Drainage Device. *Investigative ophthalmology & visual science*, 55(11), 7520-7524.

Xu, H., Wang, C., Wang, C., Zoval, J., & Madou, M. (2006). Polymer actuator valves toward controlled drug delivery application. *Biosensors and Bioelectronics*, 21(11), 2094-2099.

2. Capítulo 2: Diseños, Modelos y Simulación

Para la fabricación de un BioMEMS es necesario definir los materiales a utilizar en su construcción, las dimensiones de cada uno de los componentes, las especificaciones técnicas del funcionamiento del mismo. Las tecnologías de fabricación de MEMS permiten obtener canales y estructuras con geometrías complejas, lo que dificulta predecir su funcionamiento empleando ecuaciones analíticas.

Para la optimización del proceso de diseño se recurre al modelado empleando técnicas de la mecánica computacional como la de elementos finitos que permiten simular el funcionamiento de los dispositivos previo a las etapas de fabricación.

En este capítulo se describen los diseños, modelos analíticos y computacionales de los componentes de la microválvula, en particular de la microfluídica y el microactuador propuestos para resolver el problema mencionado en el capítulo 1.

En la sección 2.1 se realiza una breve revisión bibliográfica de diseños y simulaciones de dispositivos para la regulación de la presión intraocular y se describen las generalidades de la metodología utilizada para el diseño, modelado y simulación empleado en este capítulo.

De la sección 2.2 a la sección 2.5 se presentan cuatro propuestas de dispositivos diferentes, en cada una de estas secciones se presenta: el diseño del dispositivo, el modelado y la simulación del mismo.

El primer dispositivo es una válvula con actuador piezoeléctrico polimérico (PVDF-TrFE) sobre sustrato de silicio. Se modela de manera independiente el actuador del circuito hidráulico, a partir de los resultados obtenidos se obtienen las dimensiones que permiten controlar la presión en el rango fisiológico.

El segundo dispositivo diseñado y modelado es una válvula con actuador Au-PPy(DBS) en electrolito húmedo, donde se considera la interacción fluido-estructura para determinar el comportamiento del dispositivo. La resolución del modelo numérico se resuelve utilizando la técnica de elementos finitos en dos software (Comsol y PETscFEM).

El tercer dispositivo es una válvula con actuador PPy-PVDF-PPy, donde el electrolito se encuentra disperso en una matriz polimérica de PVDF. El dispositivo fue representado con un modelo matemático reducido que incluye las características eléctricas y mecánicas del actuador y el comportamiento del módulo hidráulico. También se modeló numéricamente la interacción fluido-estructura y el mecanismo de actuación modelando el actuador como un material termoelástico. Con los resultados obtenidos del modelo numérico del módulo fluídico se adecua el modelo matemático reducido.

El cuarto dispositivo es una válvula con un actuador lineal de Kapton-Au-PPy(DBS) y un diafragma de PDMS, donde se modela y simula el dispositivo considerando el actuador como un material termoelástico, los parámetros para modelar el actuador se obtuvieron de datos experimentales de actuadores fabricados en el capítulo 4.

Al finalizar el capítulo se discuten los resultados obtenidos de cada uno de los dispositivos propuestos y se presentan recomendaciones a considerar en próximos rediseños de la microválvula.

2.1 Introducción

Para el diseño se utilizan modelos matemáticos que permiten predecir el funcionamiento de los dispositivos cuando se modifican las dimensiones geométricas y las propiedades de los materiales.

Para la simulación del funcionamiento de una válvula [Neagu \(1998\)](#) utilizó la ecuación de Hagen-Poiseuille que permite determinar el flujo laminar estacionario de un líquido incompresible y uniformemente viscoso (fluido newtoniano) a través de un tubo cilíndrico de sección circular constante con flujos unidireccionales. Para el cálculo de resistencias hidráulicas de canales con secciones triangulares, rectangulares y cuadradas utilizó una fórmula generalizada que introduce dos parámetros nuevos: el diámetro hidráulico y la constante de forma.

[Neagu \(1998\)](#) en su trabajo analiza tres maneras diferentes de regular el flujo: a) modificando el área de paso de un tubo de silicona, b) el ancho de un canal y c) modificando la altura de un canal por medio de un diafragma; demostrando que esta última forma es la que permite mayor sensibilidad en el control de la presión. Los diafragmas pueden tener desplazamientos iniciales o estar corrugados para facilitar los desplazamientos a menores presiones, la simulación de la interacción de la membrana con el fluido se realiza utilizando el método de elementos finitos para un problema 2D.

[Pan et al. \(2003\)](#) simula la válvula de Ahmed mediante un modelo fluido-estructura desacoplado. El desplazamiento del mecanismo regulador se obtiene al aplicar una presión distribuida uniformemente y a partir de los resultados estructurales, se establecen la geometría y las condiciones de contorno para el análisis de fluidos. Esta es la forma más sencilla de considerar ciertos aspectos estructurales en la dinámica de fluidos de la válvula. En otros trabajos la válvula de Ahmed es modelada usando la teoría de placas de Von Karman para el mecanismo regulador y un modelo de lubricación en 2D para el fluido. ([Pan et al. 2003](#), [Stay et al. 2005](#)) En este modelo, la ecuación que gobierna se juntan en una forma monolítica y presenta algunas ventajas con respecto a las simulaciones hechas por [Pan et al. \(2003\)](#), debido a que la distribución de la presión viene dada por la dinámica de los fluidos del problema.

[Lin and Clevenger \(2009\)](#) diseñan restrictores de fluido para el dispositivo SOLX de la Figura 1.16 a partir del análisis de distintas geometrías (rectangulares, circulares) utilizando el método de Elementos Finitos para resolver la interacción fluido estructura para geometrías en 3D calculando la resistencia hidráulica del dispositivo para análisis estacionarios. [Kara and Kutlar \(2010\)](#) proponen un diseño de una válvula para glaucoma basada en dos resortes en espiral que modifican la posición de sus extremos con la presión del humor acuoso, el diseño fue analizado mediante la simulación del dispositivo para diferentes velocidades de ingreso utilizando el método de Elementos Finitos.

Como antes se menciona una de las características principales de las válvulas es la posibilidad de cambiar su resistencia hidráulica hasta reducir el caudal que por ella circula para un determinado gradiente de presión.

En este trabajo se proponen válvulas basadas en diafragma, donde el cambio de resistencia hidráulica se realiza en el canal de paso del fluido por el desplazamiento del diafragma, la resistencia hidráulica depende de la geometría y las dimensiones del canal de paso. En las válvulas activas el desplazamiento del diafragma es realizado por un actuador, en este trabajo los actuadores son polímeros conductivos.

En este capítulo se describen cuatro diseños de dispositivos para el control de la presión intraocular, en la Tabla 2.1 se presentan a modo introductorio los diferentes diseños propuestos, los problemas abordados mediante las técnicas de la mecánica computacional y los modelos que describen el comportamiento del fluido y de los actuadores.

Tabla 2.1: Diseños propuestos, problemas estudiados y modelos empleados.

Válvula	Diseño	Problema	Modelado
1	Válvula con actuador polimérico PVDF-TrFE.	Para una estructura en silicio propuesta se identifican las dimensiones de la cámara y del actuador para mantener una diferencia de presión de 6mmHg entre la entrada y la salida.	Numérico: Ecuaciones de Navier Stokes
2	Válvula con actuador Au-PPy(DBS)	Se miniaturiza el dispositivo, definiendo las dimensiones de los canales, cámara y actuador. Se calcula la resistencia hidráulica pasiva y activa del dispositivo.	Numérico: Ecuaciones de Stokes y los desplazamientos del actuador con tensiones residuales en la Ecuaciones de Navier
3	Válvula con actuador PPy-PVDF-PPy	Se modela y simula un dispositivo basado en actuadores que no demandan de electrolito líquido para el funcionamiento. Se compara los resultados obtenidos con un modelo analítico con el numérico.	1. Numérico: Ecuaciones de Navier Stokes Material Termoelástico. 2. Analítico: Modelo matemático del polímero conductor. Método variacional: para determinar la curvatura del actuador.
4	Válvula con actuador de Kapton-Au-PPy(DBS)	Para una estructura de dimensiones semejantes a las válvulas comerciales, se identifica la altura de la cámara y el diafragma para minimizar la energía necesaria para la actuación del dispositivo. Se calcula la resistencia hidráulica del dispositivo.	Numérico: Ecuaciones de Navier Stokes Material Termoelástico.

En las próximas secciones se presentan las ecuaciones y las hipótesis para su utilización, se explicitan las condiciones de borde que permiten la resolución de los problemas en el dominio fluídico y en la estructura. Se presentan las mallas utilizadas para la discretización espacial de los dispositivos, la simulación del funcionamiento de los dispositivos se obtiene resolviendo las ecuaciones que modelan el comportamiento del actuador y de la microfluídica mediante el método de elementos finitos.

2.2 Diseño válvula 1: actuador piezoeléctrico polimérico (PVDF-TrFE).

La primera aproximación a la microválvula se realizó considerando que el dispositivo es montado sobre un sustrato de silicio de 100 μm de espesor con canales de ingreso y egreso en forma de toberas, un diafragma de parylene y un actuador piezoeléctrico basado en un estudio de [Gomez et al, \(2005\)](#). En la Figura 2.1a se presenta un esquema de la ubicación del dispositivo en un encapsulado de 3 x 3 mm, reservando un espacio para la electrónica de control, con un tubo de conexión a la cámara anterior de 640 μm de diámetro externo ambos de silicona de grado médico. En la Figura 2.1b, se presenta un esquema del montaje (actuador, diafragma, placa de silicio y tubos conexión).

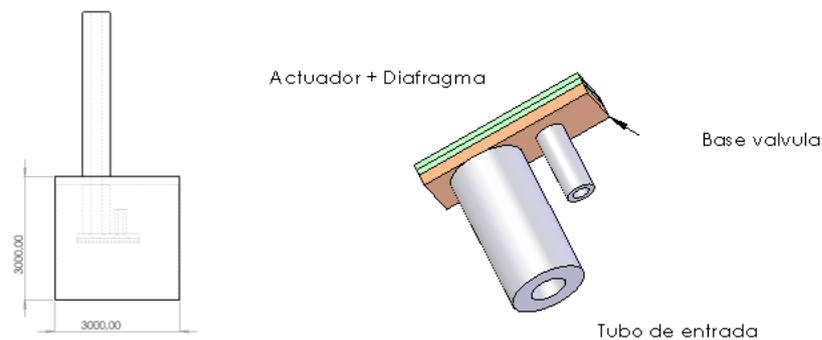


Figura 2.1: Válvula sobre sustrato de Silicio: a) encapsulado, b) componentes de la microválvula.

En la Figura 2.2 se observa el estructuramiento de la placa de silicio en el plano 100, por medio del ataque húmedo con KOH, generando aperturas piramidales con caras en ángulos de 55 grados. Como se observa en la vista en perspectiva (Figura 2.2 b) hay un receso donde se apoya el diafragma y el actuador, quedando un espacio por donde circula el humor acuoso.

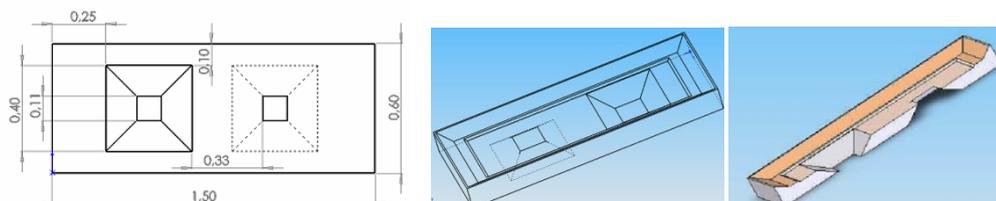


Figura 2.2: Sustrato de silicio estructurado con ataques con KOH, cuerpo de la válvula: a) vista anterior, b) perspectiva c) corte en el espesor.

En la Tabla 2.2 se presentan las dimensiones del dispositivo identificando los parámetros a definir a partir de la simulación para obtener una caída de presión en el dispositivo de 7 mmHg.

Tabla 2.2: Dimensiones de la válvula con actuador polimérico PVDF-TrFE.

Parámetros	[μm]
Largo	1500
Ancho	600
Altura base	100
Altura de la cámara	A definir a partir de la simulación
Espesor del actuador	A definir a partir de la simulación
Canales de entrada / salida	Pirámide truncada de base cuadrada
Canales de entrada/salida	
Lado de la base	400
Lado del ápex	110
Distancia entre las caras planas	100
Distancia entre canales	330

Para el diafragma se seleccionó un material biocompatible como el parylene, con un módulo de Young de 3,2 GPa, que presenta una buena adhesión al óxido de silicio (A-174 silane), alta hidrofobicidad y es aprobado por FDA para implantes (Chen et al. 2008). Para el actuador se consideró la posibilidad de utilizar actuadores poliméricos como el PVDF-TrFE que permite lograr deformaciones del orden de las decenas de micrómetros (Xia et al. 2006).

El problema que se aborda en el diseño de la válvula consiste en determinar la altura de la cámara, separación que determina la resistencia hidráulica del dispositivo (Figura 2.3). Se considera que existe una separación óptima que permite reducir el consumo de energía para modificar el área de paso. Una separación importante produciría hipotonía en el ojo y una separación menor hipertensión, existiendo una posición óptima que permita modificar la altura del canal aumentando o disminuyendo el área de paso del humor acuoso.

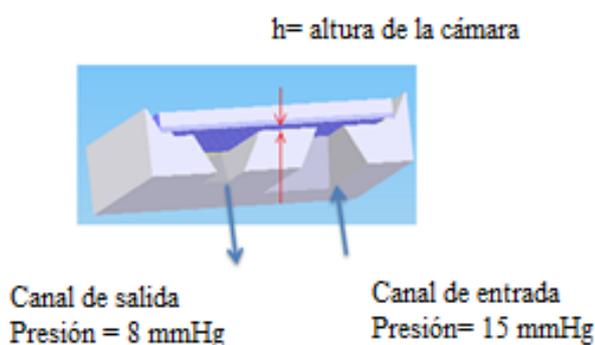


Figura 2.3: Esquema en corte de la válvula. En rojo indicación de la cámara.

Modelo

El módulo fluídico de la válvula se modeló utilizando la ecuación de Navier Stokes (Ecuación 2.1) para las tres componentes x , y y z .

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} - \eta \nabla^2 u + \rho u \cdot \nabla u + \nabla p = F \quad 2.1$$

Donde u es el campo de velocidades, ρ es la densidad, η la viscosidad dinámica y p es la presión, F las fuerzas de volumen. Para la resolución del problema se consideraron las siguientes hipótesis: a) Fluido incompresible (Ecuación 2.2); b) Fluido Newtoniano $\eta = 1e-3$ [Pa.s]; c) Fluido en estado estacionario.

$$\nabla \cdot u = 0 \quad 2.2$$

El primer término $\rho \frac{\partial u}{\partial t}$ de la ecuación 2.1 se elimina por considerarse el análisis en estado estacionario, al no haber diferencias de altura considerables entre la entrada y la salida las fuerzas de volumen (F) son despreciables. Para resolver la ecuación resultante de las simplificaciones realizadas con las hipótesis antes mencionadas se utilizó el software comercial Comsol® que permite la resolución de problemas de multifísica empleando el Método de Elementos Finitos.

Se modelaron cuatro válvulas con diferente altura del canal de paso, se fijó entre la entrada y la salida una caída de presión de 6 mmHg. Siendo esta la caída de presión esperada para la válvula cuando el caudal es de 2,5 μ l/min como se presentará en el Capítulo 3.

El dominio que ocupa el fluido en las válvulas fue discretizado mediante 46428 tetraedros y las funciones de forma fueron de la forma lagrange Q2P1. De la resolución de las ecuaciones del módulo microfluídico se obtiene el flujo y el gradiente de presión sobre el actuador.

El diafragma se modeló como un material elástico lineal e isotrópico con un módulo de Young de 2,3 GPa y un Coeficiente de Poisson de 0,33 (PVDF TrFE, propiedades), resolviendo la formulación debilitada de la ecuación de equilibrio (Ecuación 2.3).

$$-\nabla \cdot \sigma = F \quad 2.3$$

Donde F representa las fuerzas de volumen y σ es el tensor de tensiones. Sustituyendo por la relación tensión-deformación y deformación-desplazamiento se obtiene la ecuación de Navier expresada en desplazamientos.

El diafragma fue discretizado utilizando una malla con 9578 elementos tetraédricos y funciones de forma cuadrática (Lagrange-Quadratic). En la Figura 2.4 se observan las dos regiones que componen el diafragma, un rectángulo de 400 x 800 μ m inscripto en otro de 600 x 1000 μ m, el marco perimetral se fija (no hay desplazamientos) simulando el pegado del diafragma a la base de silicio. Sobre la parte central del diafragma (rectángulo de 400 x 800 μ m) se aplicó el gradiente de presión para identificar el

espesor más adecuado para limitar el desplazamiento del actuador por efectos de la presión del humor acuoso.

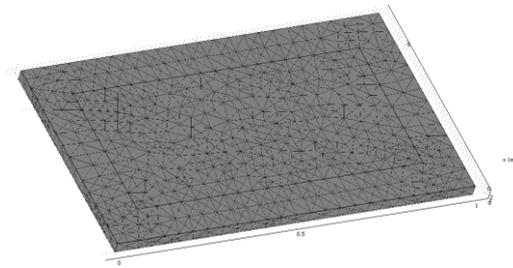


Figura 2.4: Discretización espacial del diafragma de la válvula con actuador polimérico PVDF-TrFE

A continuación se presentan los resultados de la simulación del dispositivo variando la altura de la cámara y el espesor del diafragma utilizando el Método de Elementos Finitos.

Simulación

Se simularon 4 geometrías diferentes de la microválvula, la altura de la cámara principal varío entre 4 y 10 μm . El objetivo de la simulación fue identificar un dispositivo en el que la resistencia hidráulica este en el rango de 2,5 a 3,5 $\text{mmHg}\cdot\text{min}/\mu\text{l}$ para una caída de presión de 7 mmHg y un caudal de 2,5 $\mu\text{l}/\text{min}$ valores característicos de un ojo humano saludable.

En la Figura 2.5 se presenta el campo de velocidades en el plano medio del dispositivo, donde se puede observar que la velocidad máxima es de 0,44 m/s para una diferencia de presión de 7 mmHg entre la entrada y la salida, cuando la altura de la cámara es de 30 μm .

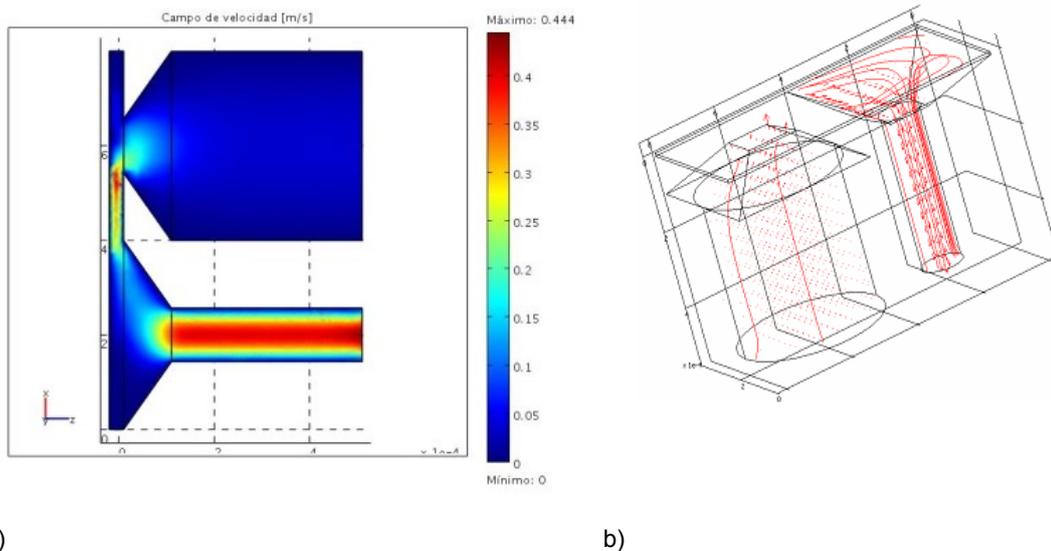


Figura 2.5: a) Campo de velocidad en el corte longitudinal-medial. $h=30 \mu\text{m}$; b) Líneas de flujo en la geometría de la microválvula

En la Tabla 2.3 se presentan los resultados de cuatro simulaciones, los mismos permiten identificar los valores de altura de la cámara, que también permiten reducir el desplazamiento del diafragma (consumo de energía) para obtener el caudal de humor acuoso fisiológico de 2,5 µl/min en estado de equilibrio estacionario, con una caída de presión de 6 mmHg en la microválvula.

Tabla 2.3: Dimensiones de la cámara principal y resistencia hidráulica.

Altura Cámara	Área de Paso	Resultados de la simulación		Parámetros Calculados		
		Caudal Ain (qi)	Caudal Aout (qo)	Error	Caudal Promedio (qi-qo)/2	Resistencia Hidráulica [mmhg.min /µl]
[µm]	[µm ²]	[µL/min]	[µL/min]	(qi-qo)/qi *100	[µL/min]	R=(Pi-Po)/qi
4	1600	0,58	0,60	- 3%	0,59	10,20
6	2400	1,92	1,96	-2%	1,94	3,09
8	3200	4,41	4,49	-2%	4,45	1,35
10	4000	8,40	8,54	-2%	8,47	0,71

Para la geometría propuesta la altura de la cámara debería estar entre los 6 y 8 µm, lo que permitiría variar el caudal de humor acuoso entre 1,94 y 4,45 µl/min. (Sassetti y Guarnieri, 2008)

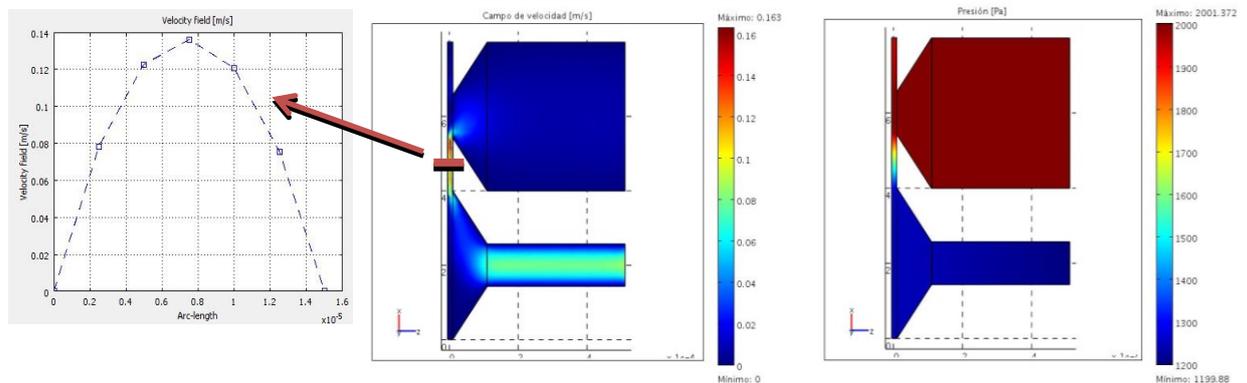


Figura 2.6: a. Perfil parabólico en la cámara de la válvula b. campo de velocidades en la microválvula c. gradiente de presión en el dispositivo

Si se considera la velocidad máxima del campo de velocidades de la Figura 2.6a con la Ecuación 2.4 se calcula el número de Reynolds para el problema, considerando 100 µm como una longitud característica del problema.

$$N_{REYNOLDS} = \frac{\rho \cdot vel \cdot l_{caracteristico}}{\eta} \tag{2.4}$$

$$\frac{1000 \left[\frac{kg}{m^3} \right] \cdot 0,2 \left[\frac{m}{s} \right] \cdot 100e^{-6} [m]}{1e^{-3} [Pa \cdot s]} = 20 \tag{2.5}$$

De la expresión 2.5 se obtiene un número de Reynolds característico de los fluidos reptantes, pudiendo resolver problemas de este tipo con la ecuación de Stokes donde se desprecian los términos convectivos.

Interacción entre el fluido y el diafragma

De los resultados de la simulación podemos obtener un gradiente de presión en el techo de la cámara, presión que se ejercerá sobre el diafragma.

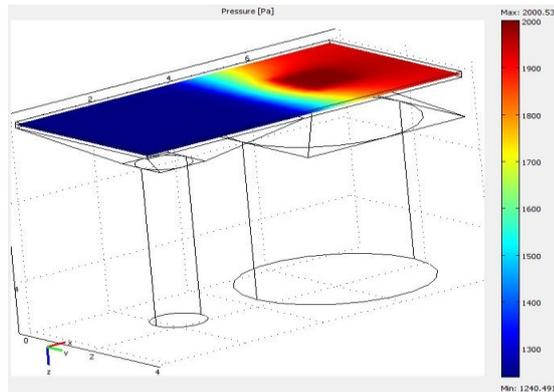


Figura 2.7: Gradiente de presión en la cámara de la microválvula

Se utilizó el gradiente de presión para determinar la deformación que ocasionaría el fluido en diafragmas de distintos espesores. El material se consideró como isotrópico E= 2,3 Gpa, Coeficiente de Poisson 0,33, el modelo incorpora no linealidades geométricas. Para la simulación se fija el perímetro y se consideró un gradiente lineal de presión sobre el diafragma que se presenta en la Ecuación 2.6, en x=0 la presión es 2000 [Pa] y en x=800µm la presión es 1200 [Pa].

$$P(x) = 2000 - \left(800 \cdot \left(\frac{x}{800e-6} \right) \right) \tag{2.6}$$

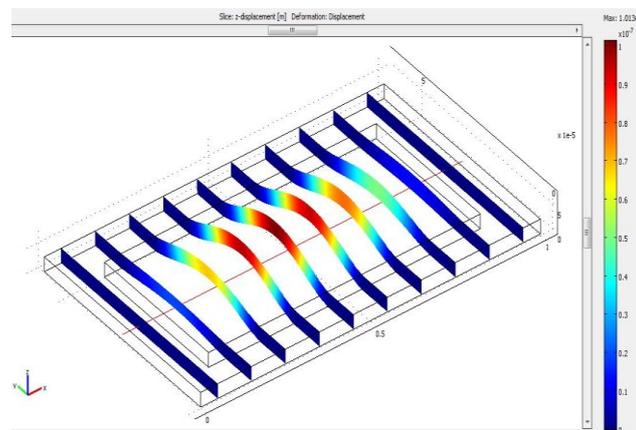


Figura 2.8: Medición de la curvatura del diafragma en y=300µm

En la Figura 2.8 se presentan los desplazamientos de los puntos de la línea roja en el diafragma de la Figura 2.9 cuando el espesor del diafragma es de 4, 6 y 8 µm de espesor.

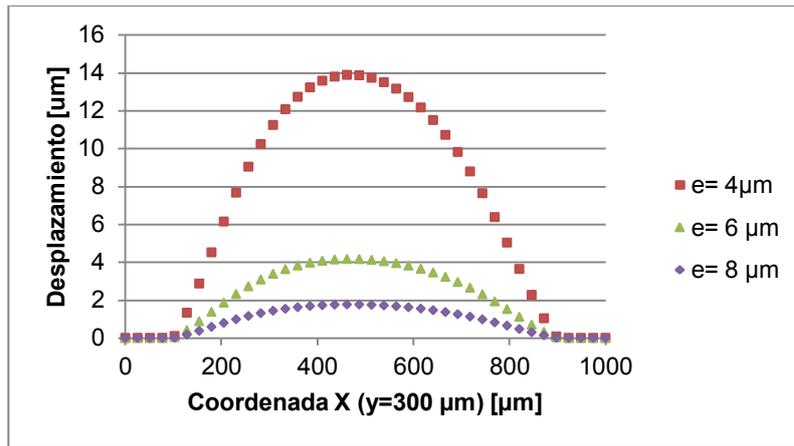


Figura 2.9: Desplazamientos del diafragma por efectos de la presión en función del espesor
 En la Tabla 2.4 se observa como varia el desplazamiento de la zona central del diafragma, por efecto de la presión del fluido, en función del espesor del mismo.

Tabla 2.4: Desplazamientos máximos del diafragma vs espesor.

Espesor del diafragma [μm]	2	4	6	8	10	12	14	16
Máx desplazamiento del diafragma [μm]	110,52	13,89	4,16	1,76	0,91	0,53	0,34	0,23

Para calcular el área de paso sobre la tobera se obtuvieron funciones que describen la curvatura del diafragma sobre la tobera, en la Figura 2.10 y en la Figura 2.11 los desplazamientos para cada espesor.

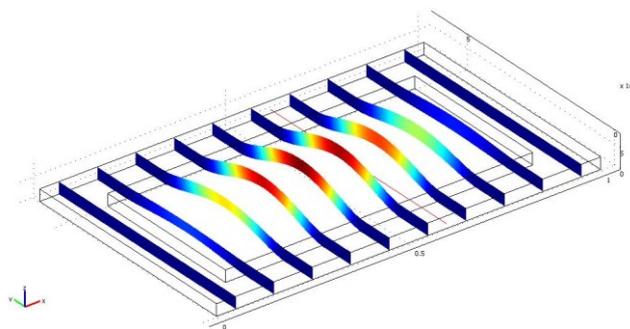


Figura 2.10: Medición de la curvatura del diafragma en $x=600\mu\text{m}$

En la Tabla 2.5 se presentan las funciones que describen el área de paso del humor acuoso sobre la tobera de entrada de la microválvula.

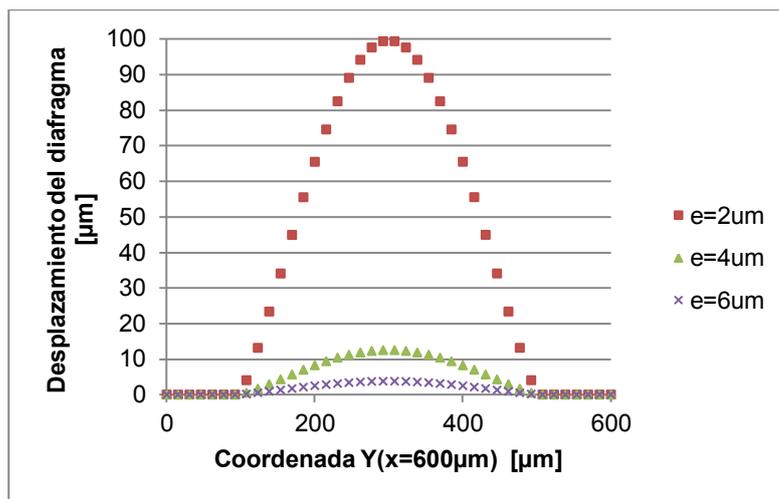


Figura 2.11: Desplazamiento del diafragma en x=600µm

El área de paso del fluido que genera el desplazamiento del diafragma se obtiene integrando los polinomios de interpolación en el ancho del canal (400 µm), las funciones que se presentan en la Tabla 2.5, tienen una correlación de $R^2 = 0,9997$ con las posiciones del diafragma.

Tabla 2.5: Funciones que describen el área de paso sobre la tobera de entrada.

Esesor diafragma [µm]	Funciones interpolantes	Área paso [µm ²]
2	$y = 4E-08x^4 - 3E-05x^3 + 0.0055x^2 + 0.3727x - 1.2243$	36579,61
4	$y = 5E-09x^4 - 4E-06x^3 + 0.0007x^2 + 0.0471x - 0.1555$	3279,13
5	$y = 3E-09x^4 - 2E-06x^3 + 0,0003x^2 + 0,0243x - 0,0804$	1655,84
6	$y = 1E-09x^4 - 1E-06x^3 + 0.0002x^2 + 0.0144x - 0.0478$	1047,54
8	$y = 6E-10x^4 - 5E-07x^3 + 9E-05x^2 + 0.0061x - 0.0204$	428,64

Discusión de los resultados

De la Tabla 2.5 se puede observar que para el diafragma de 5 µm de espesor de PVDF-TrFE a una diferencia de presión de 6 mmHg genera un desplazamiento en la membrana generando una área de paso del fluido de 1655 µm².

Es necesario de acuerdo a los valores presentados en la Tabla 2.3 que el área de paso para obtener un caudal de fluido en el rango fisiológico debe estar entre los valores de 2400 y 3200 µm².

Esto implica que la cámara debe tener una profundidad de 2±1 µm lo que permite obtener un canal de paso con un área de 800±400 µm² que deben sumarse al área de paso por el desplazamiento del diafragma obteniendo un área total de 2455±400 µm²

Considerando los valores reportados por [Xia et al. \(2006\)](#) para energizar el actuador, el voltaje necesario para actuar este dispositivo estaría en el orden de los 200 a los 300 Voltios, lo que lo hace una alternativa inviable para un dispositivo implantable.

2.3 Diseño válvula 2: actuador de polímero conductor Au-PPy(DBS) en electrolito húmedo

A diferencia de la válvula anterior, se opta por el PDMS (polidimetilsiloxano) para la construcción de la estructura y el polímero conductor PPy(DBS) (Polipirrol dopado con Dodecilbencenosulfonato) como material actuador en un electrolito húmedo. Los cambios de los materiales están vinculados con la necesidad de aumentar la biocompatibilidad del dispositivo, aumentar el área de paso permitiendo el pasaje de proteínas de $30\mu\text{m}$ y que las técnicas de producción de los mismos sean compatibles con las utilizadas en *Foundries* de tecnología MEMS. En el capítulo 5 se describen las propiedades más relevantes de los materiales seleccionados y las técnicas de fabricación para la construcción del prototipo.

En la Figura 2.12 se presenta un esquema del dispositivo el mismo tiene una dimensión de $400 \times 400 \times 300 \mu\text{m}$. El microactuador es un diafragma cuadrado de PPy(DBS) utilizando el mismo principio de funcionamiento de actuadores en forma de diafragma descrito por [Goettsche et al. \(2007\)](#) en la sección 1.3 del capítulo anterior y con dimensiones semejantes al diseño de la sección 2.2.

Una válvula activa tiene una resistencia hidráulica cuando la misma no está actuada (resistencia hidráulica pasiva) y una resistencia hidráulica activa que puede ser modificada cuando el actuador es energizado cambiando el área de paso del humor acuoso por el dispositivo.

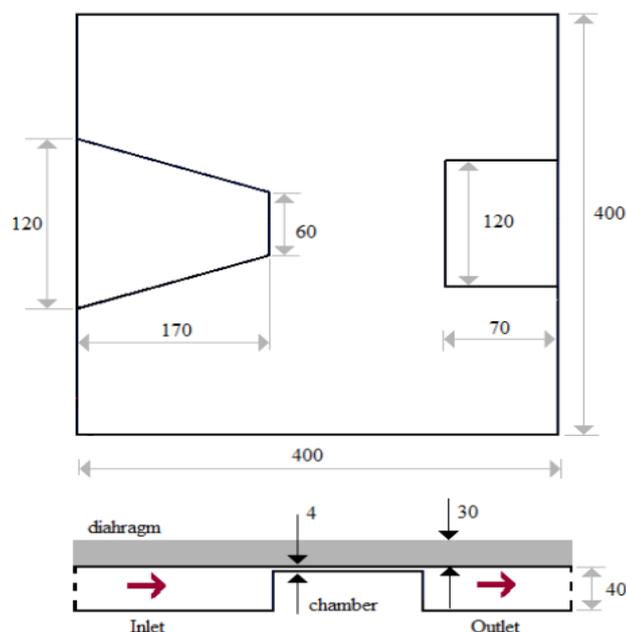


Figura 2.12: Esquema de la válvula con actuador de Au-PPy(DBS)

En la Tabla 2.6 se presentan las dimensiones del dispositivo, las incógnitas a identificar con cálculos matemáticos ó mediante la simulación del funcionamiento del dispositivo.

Tabla 2.6: Dimensiones de la válvula con actuador Au-PPy(DBS)

Parámetros	Unidades [μm]
Largo módulo fluídico	400
Ancho módulo fluídico	400
Altura módulo fluídico	300
Altura de la cámara	4
Espesor del actuador	30
Canales de entrada Base Largo	Pirámide truncada de base rectangular 120 x 40 170
Canal de Salida Base Largo	Paralelepípedo de base rectangular 40 x 120 70
Distancia entre canales	170
Volumen del electrolito	Mediante cálculos estequiométricos
Resistencia hidráulica pasiva	Modelo FEM
Resistencia hidráulica activa	Modelo FEM
Espesor máximo del dispositivo completo (incluyendo módulo fluídico actuador y reservorio para electrolito)	1500

El principio de funcionamiento del actuador de PPy(DBS) se basa en las deformaciones volumétricas que surgen cuando la matriz polimérica intercambia iones de Na (Sodio) con el electrolito acuoso de 0,1 Molar de DBSNa, al modificarse la tensión eléctrica aplicada sobre el mismo.

El volumen de electrolito necesario para el funcionamiento del actuador se obtiene con la ecuación 2.7, en el Anexo 7.1 se presentan las hipótesis y los pasos realizados en la obtención de la ecuación.

$$Vol_{electrolito} = \frac{0,69e^{18} \cdot \left[\frac{\left(\frac{espesor[m]}{10^{-10}} \right) + 150}{53} \right] \text{ area [cm}^2\text{]}}{C_{DBSNa} \left[\frac{\text{mol}}{\text{L}} \right] \cdot \text{grado de disociación} \cdot \text{Num Abogadro} \left[\frac{\text{atomos}}{\text{mol}} \right]} \quad 2.7$$

En la Tabla 2.7 se presentan los resultados obtenidos con la ecuación 2.7, para un actuador de 30 μm de espesor y 1600 μm^2 de área, una solución acuosa de 0,1 Molar de DBSNa (C_{DBSNa}) y diferentes niveles de disociación de la molécula DBSNa, con estos datos se calcula el volumen de electrolito necesario para el funcionamiento del actuador y la altura del reservorio

Tabla 2.7: Volumen de electrolito para distintos grados de disociación del DBSNa

% de moléculas disociadas de DBSNa en el electrolito	Volumen de electrolito [Litros]	Volumen de electrolito [μm^3]	Altura de la cámara del electrolito [μm]
10	1,0432E-06	1,04E+09	6520,24
20	5,2162E-07	5,22E+08	3260,12
40	2,6081E-07	2,61E+08	1630,06
60	1,7387E-07	1,74E+08	1086,71
80	1,304E-07	1,30E+08	815,03
100	1,0432E-07	1,04E+08	652,02

Cuando el soluto está totalmente disociado la altura de la cámara es de 652 μm y de 6520 μm cuando el soluto está disociado en un 10% de las moléculas de DBSNa.

Para lograr un dispositivo implantable con las dimensiones propuestas en la Figura 2.12 y en la Tabla 2.6 se requiere que el grado de disociación de la Tabla 2.7 sea mayor al 60% para que el módulo fluido más el diafragma y el reservorio de electrolito no superen 1500 μm .

Modelo

Este diseño fue modelado y simulado utilizando el software comercial Comsol® y el software PETSc-FEM (Storti et al.) este último permite la resolución del problema utilizando cálculo computacional paralelo en un cluster de computadoras reduciendo el tiempo de cálculo.

Para validar la resolución del problema utilizando el método de elementos finitos se modelizó y simuló el comportamiento de la válvula de Ahmed® descrito en los trabajos de Stay et al. (2005) and Kara and Kutlar (2010).

Modelado en Comsol

A diferencia del primer diseño donde se utilizó la ecuación de Navier Stokes, el humor acuoso se describió mediante la ecuación de Stokes para estado estacionario (Ecuación 2.8), considerando que se comporta como un fluido laminar, incompresible, despreciando los efectos de las fuerzas inerciales sobre el fluido y la ecuación de conservación de masa que asume que el fluido es incompresible.

$$-\nabla \cdot [-pI + \eta(\nabla u + (\nabla u)^T)] = F \quad 2.8$$

El diafragma de la microválvula se describe como un sólido elástico. El polímero electroactivo presenta un módulo de Young $E=450$ MPa y una constante de Poisson de $\nu=0,33$. Un sólido deformado se describen completamente en cada punto con la posición (u,v,w) y la derivada de las componentes (u,v,w) . La relación tensión–deformación para condiciones de linealidad se presenta en la Ecuación 2.9, se considera que el sólido presentará grandes deformaciones.

$$\sigma = D\varepsilon \quad 2.9$$

Donde D es la matriz de elasticidad de 6×6 , para materiales isotrópicos queda definida mediante el módulo de Young y coeficiente de poisson. Al igual que en el primer diseño el software Comsol resuelve una formulación débil de las ecuaciones de equilibrio.

La interacción fluido-estructura se describe en la Ecuación 2.10 que modeliza la carga que realiza el fluido sobre la pared del diafragma, donde \mathbf{n} es el vector normal de la pared del diafragma. La carga representa la suma de las fuerzas viscosas y de presión ejercida por el fluido sobre la pared del diafragma. Como se presenta en la Ecuación 2.11 las Fuerzas viscosas son perpendiculares a la normal del diafragma, por lo que el desplazamiento del mismo se deberá solamente a los efectos de la presión del humor acuoso.

$$Ft = -n. (-pI + \eta(\nabla u + (\nabla u)^T)) \tag{2.10}$$

$$0 = -n. (\eta(\nabla u + (\nabla u)^T)) \tag{2.11}$$

Para la resolución por el método de elementos finitos, se acopla el modelo elástico del diafragma y el fluido mediante una malla que se ajusta en el espacio para seguir la superficie de interacción fluido-estructura (mediante el algoritmo equipotencial de Winslow).

Para la resolución del problema se fijaron como condiciones de borde del fluido las presiones de entrada y salida como se observa en las Ecuaciones 2.12 y 2.13.

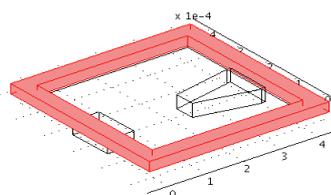
$$p = p_i \tag{2.12}$$

$$p = p_0 \tag{2.13}$$

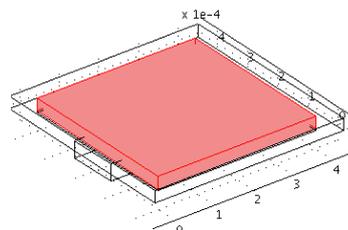
En el resto de las paredes de la microválvula la velocidad es nula.

El modelo 3D del dispositivo está compuesto por cinco subdominios como se observa en la Figura 2.13, la discretización del espacio se realizó con elementos tetraédricos y las funciones de forma cuadráticas.

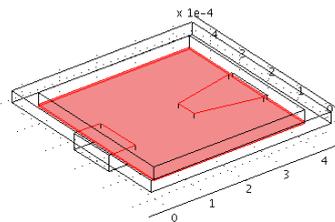
Solido: Parte del diafragma sujeta al cuerpo de la microválvula



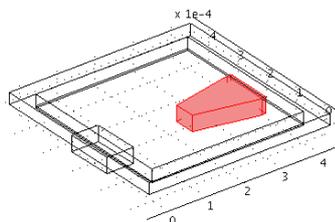
Solido: Diafragma



Fluido: Canal o cámara principal



Fluido: Canal de Ingreso.(por la base la pirámide truncada de base rectangular ingresa el humor acuoso).



Canal de Egreso

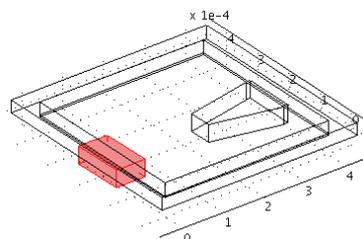


Figura 2.13: Dominios flúídicos y sólidos del problema

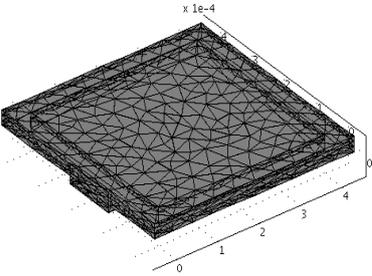
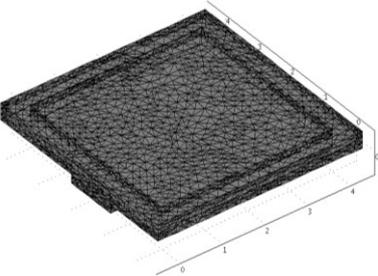
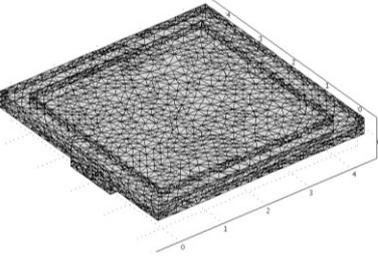
Para estudiar la convergencia de la malla y del problema se utiliza la Ecuación 2.14 que relaciona el caudal de entrada con el de salida cuando se deforma el diafragma con tensiones residuales en el 1% en las direcciones de X y Y. En la solución exacta del problema se da cuando el caudal de entrada es igual al de salida, debido a que debe conservarse la masa y el error es cero.

$$\text{error \%} = \frac{\text{Caudal}_{\text{in}} - \text{Caudal}_{\text{sal}}}{\text{Caudal}_{\text{in}}} \times 100 \quad 2.14$$

En la Tabla 2.8 se presentan las distintas mallas utilizadas en el testeo de la convergencia en la discretización espacial del dominio.

Si adoptamos como valor más exacto del caudal ($3,16\text{e-}11$) correspondiente a la simulación realizada en la malla de mayor densidad, cuando realizamos el cálculo con una malla de 1714 elementos estaríamos cometiendo un error del 11,23%; y cuando lo realizamos con la malla de 2642 elementos un 5,7% ambas por defecto.

Tabla 2.8: Convergencia de malla de la válvula con actuador Au-PPy(DBS)

Figura	Número de elementos	Grados de Libertad	Tiempo de cálculo [min]	Caudal_in [m ³ /s]	Caudal_out [m ³ /s]	Error
	1714	46158	34,22	2,79E-11	2,81E-11	-0,93%
	2642	142472	313,99	3,02E-11	2,99E-11	1,02%
	4813	437674	3.723,07	3,15E-11	3,17E-11	-0,45%

Para simular el comportamiento del actuador se introdujeron deformaciones iniciales entre 0,03 y 4% al actuador en el plano XY, lo que permite determinar cómo los cambios en la geometría del actuador cambian el caudal en el dispositivo, a este cambio en la resistencia hidráulica se lo denominó resistencia hidráulica activa. En la simulación también se determinó el cambio de la resistencia hidráulica cuando varía la presión de entrada al dispositivo, a esta resistencia que varía con la presión de entrada se la denominó como resistencia hidráulica pasiva.

En los próximos párrafos se presenta el modelizado del problema con PETscFEM para luego pasar a presentar los resultados de la simulación con ambos software.

Modelado en PETSc-FEM

Utilizando PETSc-FEM, el problema antes descrito se resuelve utilizando la ecuación de Navier-Stokes y el diafragma como un material sólido elástico asumiendo grandes desplazamientos y rotaciones para la estructura. El acoplamiento de las ecuaciones se realiza mediante un algoritmo particionado que se resuelve de manera iterativa.

Para el acoplamiento entre el fluido y el sólido se utiliza una malla móvil con ALE (Arbitrary Lagrangian-Eulerian), esto permite definir un sistema de referencia que sigue el movimiento del borde mientras la estructura es deformada. Se resuelve un sistema acoplado 3D, el humor acuoso es descrito por la ecuación de Navier-Stokes para el estado estacionario. La Ecuación 2.15 expresa la conservación de masa para un fluido incompresible y la Ecuación 2.16 la conservación de momento:

$$\nabla \cdot v = 0 \quad 2.15$$

$$\rho \frac{\partial v}{\partial t} + \rho[(v - v_m) \cdot \nabla]v = \nabla \cdot \sigma \quad 2.16$$

Donde v es la velocidad del fluido, ρ la densidad, v_m es la velocidad de la referencia móvil y σ es el tensor de tensiones (presión y esfuerzos viscosos). Asumiendo que el fluido es Newtoniano (Ecuación 2.17), la ecuación constitutiva se presenta en Ecuación 2.18

$$\tau = \mu[\nabla v + (\nabla v)^T] \quad 2.17$$

$$\sigma = \tau - pI \quad 2.18$$

Donde μ es la viscosidad dinámica y p es la presión del fluido. Las condiciones de borde impuestas se presentan en las Ecuaciones 2.19 y 2.20.

$$\sigma \cdot n = \bar{t} \quad en \quad \Gamma_n \quad 2.19$$

$$v = \bar{v} \quad en \quad \Gamma_D \quad 2.20$$

Donde Γ_n es una condición de Neumann para prescribir las fuerzas de superficie (tracciones) y Γ_D es una condición Dirichlet donde se impone la velocidad.

Para la estructura se utilizó un modelo lineal elástico asumiendo grandes desplazamientos y rotaciones (nolinealidad geométrica). La estructura es descrita por el vector desplazamiento u , el campo de velocidad $v = \frac{\partial u}{\partial t}$ la densidad del material ρ_s y el tensor de tensiones Cauchy σ_s escrito en una descripción lagrangiana con respecto al estado inicial Ω_s .

$$\rho_s \frac{\partial^2 v}{\partial t^2} = \nabla \cdot P \quad en \quad \Omega_s \quad 2.21$$

$$P = J \sigma_s F^T \quad 2.22$$

$$F = I + \nabla u \quad 2.23$$

Donde el tensor P es el primer tensor de Piola-Kirchhoff, para una conveniente especificación de la ecuación constitutiva, el segundo tensor de Piola Kirchhoff es introducido y este se relaciona con el primero por $S = F^{-1}P$

$$S = F^{-1}P \quad 2.24$$

Para un material elástico lineal e isotrópico, la ecuación constitutiva queda determinada por

$$S = \lambda(\text{tr}E)I + 2\mu E \quad 2.25$$

En el cual se relaciona el segundo tensor de Piola Kirchhoff con el tensor de deformaciones Green lagrange \mathbf{E} mediante las constantes de Lamé μ y λ . El tensor de deformación de Green-Lagrange esta definido por la Ecuación 2.26

$$E = \frac{1}{2}(\nabla u + \nabla u^T + \nabla u \cdot \nabla u^T) \quad 2.26$$

El acoplamiento de las ecuaciones se resuelve mediante un algoritmo particionado, de manera iterativa. Para el problema del fluido se utilizó una formulación ALE (arbitrary Lagrangian-Eulerian) es usada para definir un sistema de referencia que puede moverse con el borde mientras la estructura se deforma. El algoritmo es implementado utilizando el código para resolución por elementos finitos PETSc-FEM ([Storti et al.](#)) el cual es un programa para la resolución de problemas de multifísica utilizando cálculo paralelo basado en MPI (the Message Passing Interface) y en la librería de PETSc (the Portable Extensible Toolkit for Scientific Computations), mayores detalles de la implementación se pueden consultar en [Sasseti et al. \(2012\)](#).

La caracterización de la válvula con actuador Au-PPy(DBS) se realizó en dos etapas en la primera se obtiene la resistencia pasiva de la microválvula y en la segunda etapa se analiza la resistencia activa cuando el diafragma es actuado. Se modeliza la actuación del diafragma imponiendo desplazamientos en diafragma semejantes a las obtenidas en COMSOL por efecto de deformaciones residuales en el plano XY entre 0,03 y 4%. Cuando el diafragma es actuado, la resistencia hidráulica disminuye debido al cambio de la geometría de la cámara. La válvula fue discretizada usando una malla estructurada con 147920 elementos hexaédricos para el fluido (Figura 2.14) y 137388 elementos hexaédricos para la estructura.

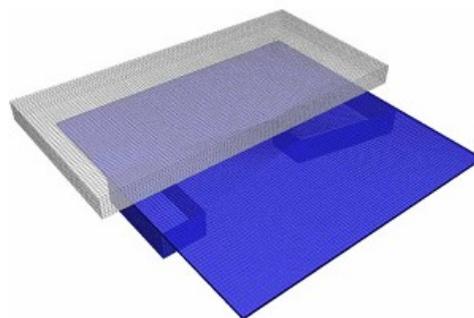


Figura 2.14: Malla estructurada válvula con actuador Au-PPy(DBS)

Para determinar la variación en la resistencia hidráulica pasiva de la microválvula debido a la presión del fluido sobre el diafragma, el flujo fue medido para diferentes caídas de presión sobre la válvula. La salida de la válvula se fijó en 8 mmHg y la entrada se varió entre 15 mmHg y 60 mmHg, para cada caso se obtuvo un caudal y el máximo desplazamiento del diafragma.

La resistencia hidráulica activa se obtuvo fijando una caída de presión de 7 mmHg en la microválvula, variando la posición del diafragma debido a las deformaciones del polímero actuador.

El problema numérico fue resuelto en un cluster de 30 procesadores Intel Pentium IV Prescott 3 GHz con 2 Gb de memoria RAM interconectados con dos switch Gigabit Ethernet (1 Gbit/s), 3Com Super Stack 3. Los resultados obtenidos con PETscFEM se comparan con los obtenidos en el software comercial Comsol®.

Simulación

La resolución de las ecuaciones descritas en la sección 2.4.2 considerando las condiciones de borde permiten obtener el valor del campo de velocidad y de presión para cada nodo de la malla del dominio fluido y las posiciones de cada nodo del diafragma.

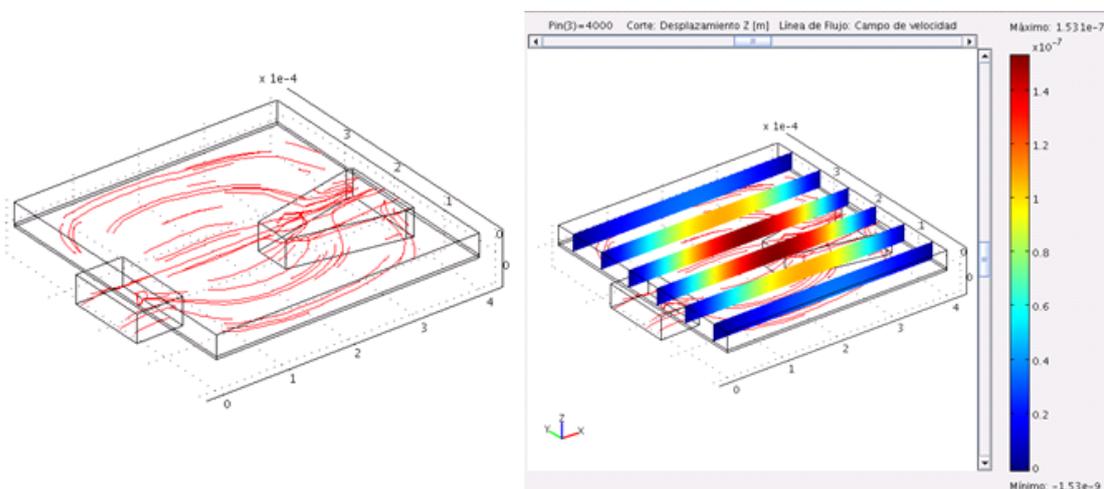


Figura 2.15: Líneas de flujo del fluido y desplazamiento del diafragma (der)

En la Figura 2.15 se observan las líneas de corriente por donde circula el fluido a través de la microválvula y el desplazamiento en el diafragma que se genera cuando existe una diferencia de presión entre la entrada y la salida de 22 mmHg ($P_{in}=30$ mmHg y $P_{out}=8$ mmHg). El desplazamiento máximo en la zona central del diafragma es de $0,153 \mu\text{m}$.

Resistencia hidráulica pasiva de la microválvula.

Para determinar cómo cambia la resistencia hidráulica de la microválvula cuando se aumenta el gradiente de presión entre la entrada y la salida, se efectuó una variación en la presión de entrada de la microválvula entre 15 mmHg y 60 mmHg y la presión de salida se fijó en 8 mmHg. Se calcularon los desplazamientos del diafragma en la coordena X como se puede observar en la Figura 2.16 se presentan los desplazamientos de los puntos de la línea roja en el diafragma de la Figura 2.17.

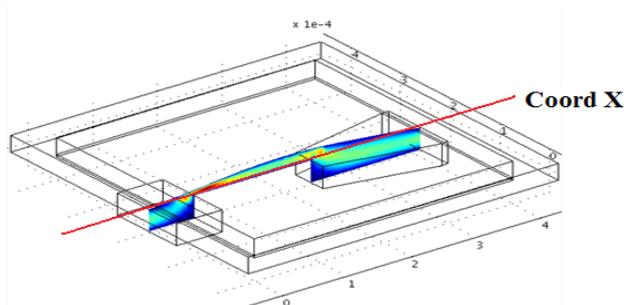


Figura 2.16: Medición de desplazamiento del diafragma para distintas presiones.

Se puede observar que la deflexión máxima es alcanzada cuando la presión de entrada es de 60 mmHg, siendo la flecha máxima es de 0,205 μm en la zona central del diafragma.

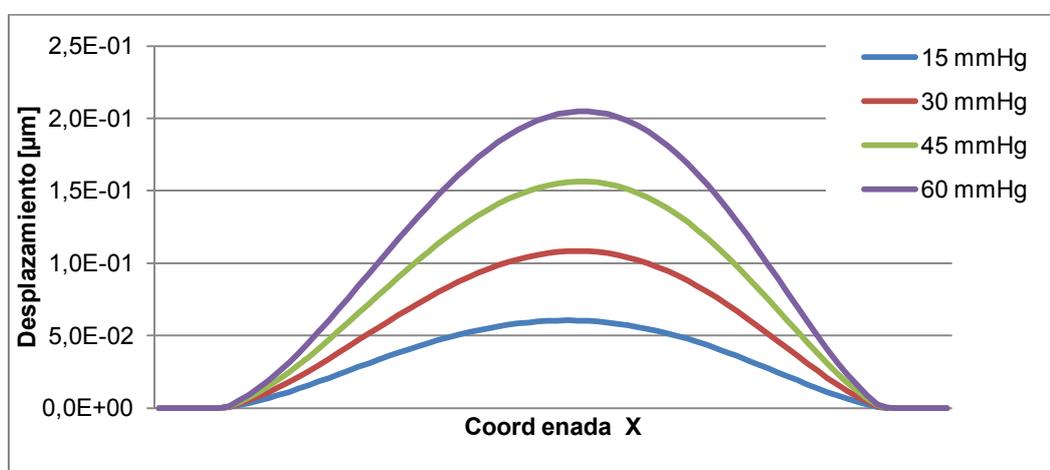


Figura 2.17: Desplazamientos del diafragma por efectos de la presión.

En la Tabla 2.9 se presentan los resultados de los cambios de la resistencia hidráulica de la microválvula cuando la presión intraocular pasa de 15 a 60 mmHg en la entrada utilizando el software comercial Comsol. La resistencia hidráulica presenta cambios, debido a la interacción fluido estructura, del orden del 10% cuando la presión intraocular pasa de 15 mmHg a 60 mmHg.

Tabla 2.9: Resistencia hidráulica pasiva de la microválvula (COMSOL)

PIO (Presión Intraocular) [mmHg]	desplazamiento del apex del diafragma [μm]	diferencia de Presión $P=P_{io}-P_{ven}$ [mmHg]	Caudal [$\mu\text{L}/\text{min}$]	resistencia hidráulica [mmHg/ $\mu\text{L}/\text{min}$]	variación resistencia= $\Delta R_h/\Delta P$
15	8,90E-02	7,01	0,5	13,96	
22,5	1,24E-01	14,51	1,05	13,77	-1%
30	1,59E-01	22,01	1,62	13,59	-3%
37,5	1,93E-01	29,51	2,2	13,42	-4%
45	2,28E-01	37,01	2,8	13,24	-5%
52,5	2,63E-01	44,51	3,41	13,07	-6%
60	2,98E-01	52,01	4,03	12,9	-8%

En la Figura 2.18 se observa el desplazamiento del diafragma por efecto del campo de presión y el perfil de velocidades en un corte transversal de la microválvula a partir de los resultados obtenidos con el software PETscFEM.

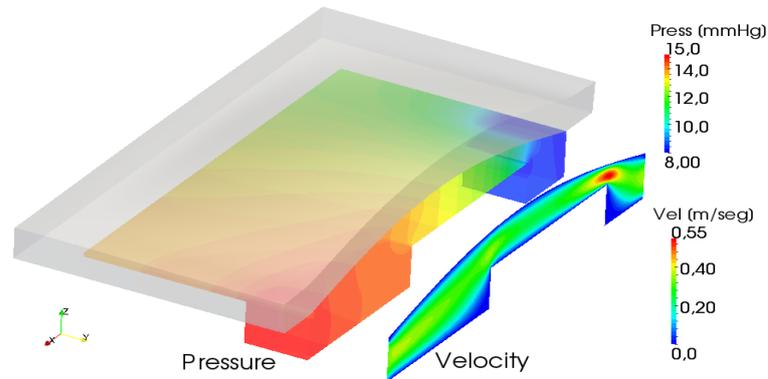


Figura 2.18: Campo de velocidades y presión del humor acuoso en la microválvula.

Utilizando la Ecuación 2.4 se calcula el número de Reynolds para el problema, considerando 200 μm como una longitud característica del problema y una velocidad de 0,55 m/s (Figura 2.18).

$$\frac{1e^{-3} \left[\frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \right] \cdot 0,55 \left[\frac{\text{m}}{\text{s}} \right] \cdot 200e^{-6} [\text{m}]}{1e^{-3} [\text{Pa} \cdot \text{s}]} = 110 \tag{2.27}$$

En la expresión 2.27 se obtiene un número de Reynolds característico de los fluidos reptantes.

En la Tabla 2.10 se presentan los cálculos de la resistencia hidráulica pasiva realizados con los resultados obtenidos en la simulación con PETscFEM, observándose que la resistencia hidráulica tiene variaciones menores al 5% cuando la presión pasa de 15 a 60 mmHg.

Tabla 2.10: Resistencia hidráulica pasiva de la microválvula (PETscFEM)

PIO (Presión Intraocular) [mmHg]	desplazamiento del apex del diafragma [μm]	diferencia de Presión P=PIO-Pven [mmHg]	Caudal [$\mu\text{L}/\text{min}$]	resistencia hidráulica [mmHg/ $\mu\text{L}/\text{min}$]	variación resistencia= $\Delta\text{Rh}/\Delta\text{P}$
15	2,40E-02	7,01	0,54	12,98	
22,5	4,90E-02	14,51	1,12	12,96	-0,2%
30	7,40E-02	22,01	1,72	12,80	-1,4%
37,5	1,00E-01	29,51	2,32	12,72	-2,0%
45	1,25E-01	37,01	2,94	12,59	-3,0%
52,5	1,51E-01	44,51	3,56	12,50	-3,7%
60	1,76E-01	52,01	4,2	12,38	-4,6%

En la Tabla 2.11 se presentan las diferencias porcentuales entre los caudales obtenidos con el software comercial Comsol® y PETscFEM.

Tabla 2.11: Comparación resultados obtenidos con Comsol y PETscFEM

Presión Intraocular de entrada [mmHg]	COMSOL	PETScFEM	Diferencia
	Caudal [$\mu\text{L}/\text{min}$]		
15,00	0,50	0,545	8,26%
22,50	1,05	1,14	7,89%
30,00	1,62	1,74	6,90%
37,50	2,20	2,35	6,38%
45,00	2,80	2,98	6,04%
52,50	3,41	3,61	5,54%
60,00	4,03	4,26	5,40%

Las diferencias obtenidas pueden deberse al mallado del dispositivo, la resolución del problema con el software PETSc-FEM y la posibilidad de resolver el sistema de ecuaciones en un clúster de computadoras permite mayor grado de refinamiento de mallas obteniendo resultados más precisos.

Resistencia hidráulica activa de la microválvula.

Para obtener la variación de la resistencia hidráulica activa del dispositivo para distintas posiciones del diafragma variando las deformaciones residuales en el sólido. Las condiciones de borde se fijaron con una caída de presión de 6 mmHg entre la entrada y la salida, calculandose el caudal de humor acuoso para cada posición del diafragma.

En la Figura 2.19 se presentan cortes de la geometría resultante por donde circula el humor acuoso, cuando se aplica un potencial eléctrico al diafragma que induce deformaciones en el plano XY del 4%.

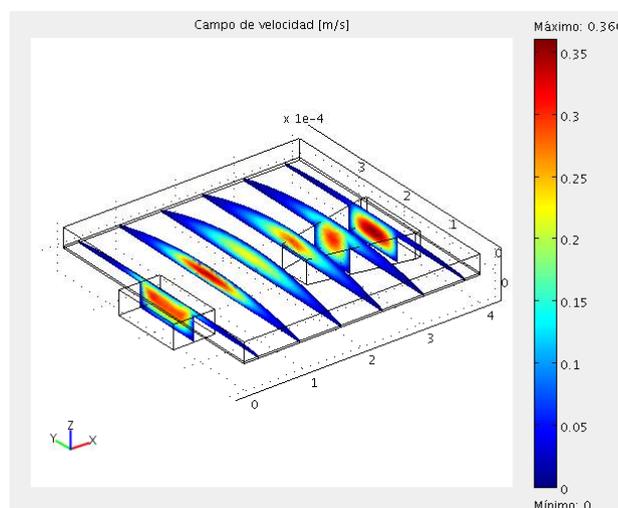


Figura 2.19: Cámara principal de la microválvula cuando el diafragma tiene una deformación de 0,04 en el plano del diafragma

El diafragma cuando es estimulado eléctricamente presenta desplazamientos que incrementan el área de paso del fluido, como se puede observar en la Figura 2.20 donde se presenta el desplazamiento de la línea media del diafragma en su excursión máxima.

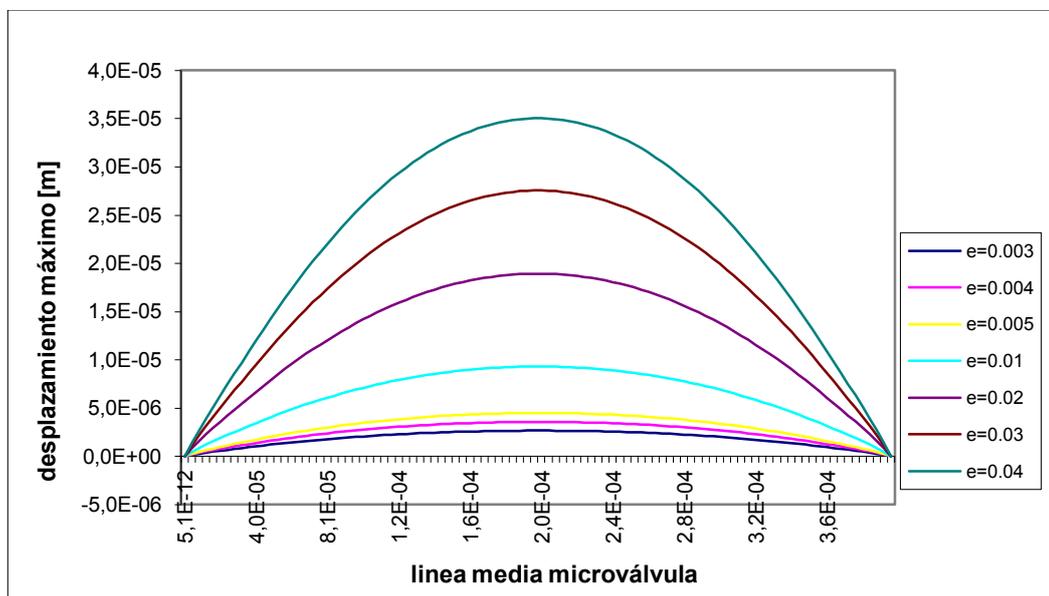


Figura 2.20: Desplazamiento del diafragma por deformaciones del polímero

En la Tabla 2.12 se presenta los distintos valores de resistencia hidráulica de la microválvula cuando el diafragma es actuado eléctricamente, calculada utilizando las simulaciones de Comsol.

Tabla 2.12: Resistencia activa de la microválvula (Comsol)

deformación en el plano del diafragma [%]	desplazamiento del ápex [um]	caudal [ul/min]	resistencia hidráulica [mmHg/ul/min]
0	0	0,50	13,97
0,3	2,67	1,40	5,00
0,4	3,57	1,85	3,78
0,5	4,50	2,39	2,93
1	9,32	6,56	1,07
2	18,9	21,77	0,32
3	27,6	42,33	0,17
4	35,0	64,15	0,11

En la Tabla 2.13 se presentan los valores obtenidos con el software PETscFEM para la resistencia hidráulica activa de la microválvula.

Tabla 2.13: Resistencia activa de la microválvula (PETscFEM)

deformación en el plano del diafragma [%]	desplazamiento del apex [μm]	caudal [$\mu\text{L}/\text{min}$]	resistencia hidráulica [$\text{mmHg}/\mu\text{L}/\text{min}$]
0	0	0,54	13,08
0,3	2,67	1,34	5,22
0,4	3,57	1,73	4,05
0,5	4,50	2,19	3,20
1	9,32	5,80	1,21
2	18,9	19,44	0,36

Adoptando como los valores obtenidos con PETscFEM como más precisos el rango de resistencias hidráulicas de interés está comprendido entre 13,08 a 1,21 $\text{mmHg}/\mu\text{L}/\text{min}$, el mismo se logra deformando el diafragma entre 0 a 1% en el plano XY, El desplazamiento máximo del diafragma en la dirección vertical es de 2,67 μm a 9,32 μm cuando la deformación en el plano es de 0,3% y 1%,

Discusión de los resultados

La microválvula propuesta permitiría controlar la presión intraocular de pacientes con glaucoma variando la resistencia hidráulica con pequeñas deformaciones del diafragma de PPy(DBS). En un rango de 0 a 1% de deformaciones en el plano XY del polímero conductor se controla el caudal en un rango fisiológico .

Para presiones comprendidas entre los 15 mmHg y 60 mmHg no se observan desplazamientos significativos del diafragma (menores a 0,3 μm), por lo que la resistencia hidráulica pasiva varía en aproximadamente un 3%.

Esto implica, que en nuevos diseños de diafragmas se podría considerar espesores menores, aumentando el desplazamiento de los mismos cuando la presión es mayor a 15 mmHg . Esto permitiría reducir la frecuencia del encendido-apagado del dispositivo y a su vez, un actuador de menores dimensiones requeriría menor energía para su actuación.

La reducción de las dimensiones del actuador traería una reducción en las dimensiones del reservorio del electrolito.

2.4 Diseño válvula 3: actuador de polímero conductor con electrolito en matriz porosa (PPy-PVDF-PPy)

La válvula propuesta en esta sección se construye superponiendo láminas de PDMS como material estructural, a diferencia del diseño anterior la microválvula no requiere de un reservorio de electrolito para el actuador. El actuador propuesto es PPy-PVDF-PPy semejante a los utilizados por [Kim et al. \(2008\)](#) y [Fang et al. \(2010\)](#) descritos en la sección 1.3.

Los iones que producen la deformación del PPy están contenidos en la matriz porosa de PVDF, que además tiene funciones de soporte de las capas externas de PPy. En la Figura 2.21 se presenta un esquema y las dimensiones del actuador propuesto. 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](#)).

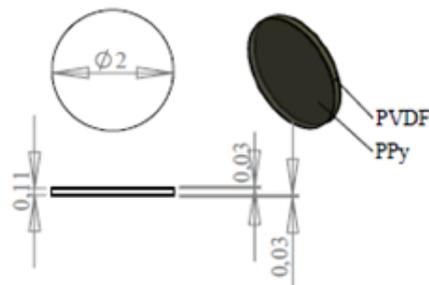


Figura 2.21: Esquema y dimensiones del actuador de PPy-PVDF-PPy

En el diseño, el actuador se incluye en una estructura contenedora de PDMS (Figura 2.22), la misma cuenta con una corona circular de $400\ \mu\text{m} \times 40\ \mu\text{m}$ para pegarla a la lámina de PDMS que contiene la cámara principal.

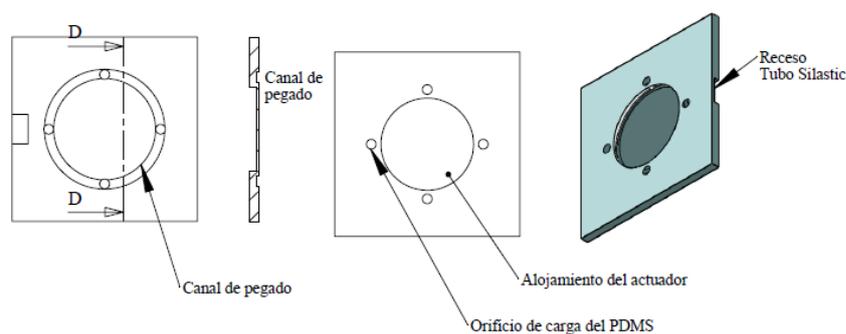


Figura 2.22: Contenedor del actuador de PPy-PVDF-PPy

El módulo fluido de la válvula se construye pegando tres láminas de PDMS, esto se debe a aspectos vinculados con la tecnología de fabricación (Figura 2.23).

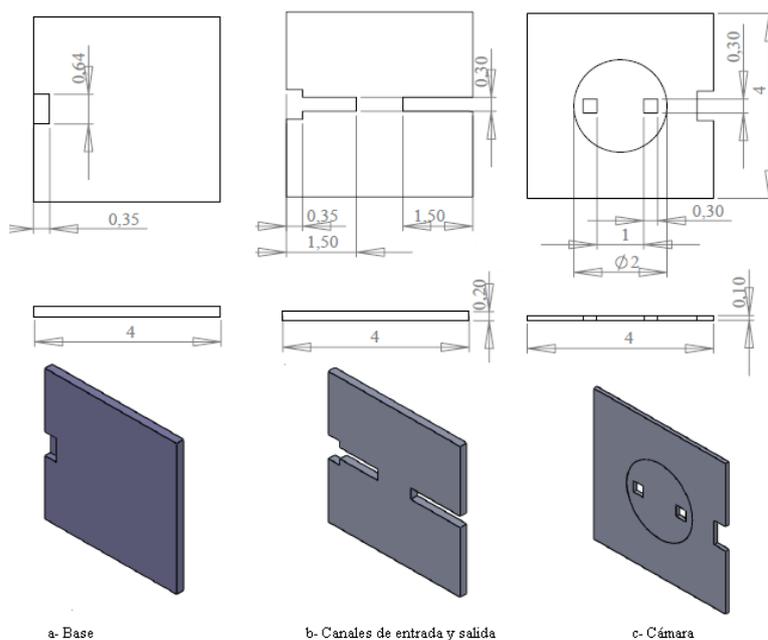


Figura 2.23: Módulo fluidoico de la válvula con actuador PPy-PVDF-PPy

En la Figura 2.24 se presenta el ensamblado del dispositivo, el humor acuoso ingresa por un tubo comercial de Silastic® de 640 μm de diámetro exterior y 300 μm de diámetro interior, el mismo es pegado al módulo fluidoico,

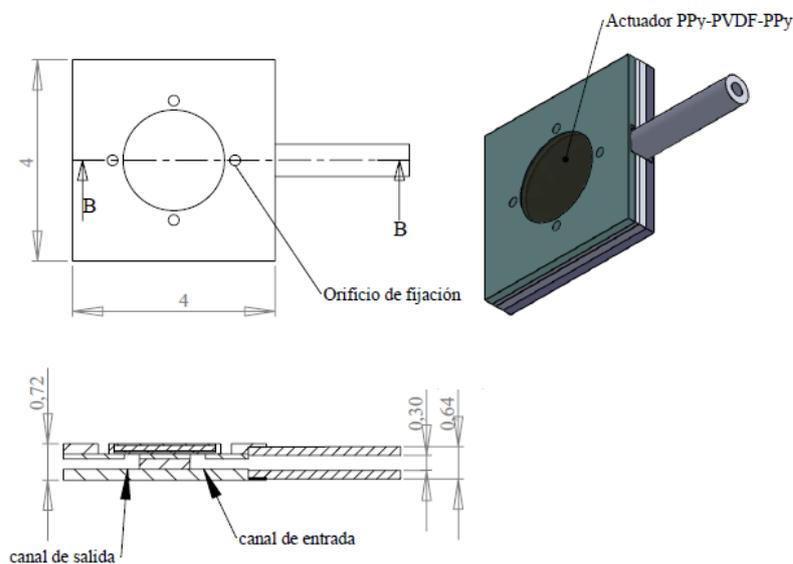


Figura 2.24: Válvula con actuador PPy-PVDF-PPy

El dispositivo está inscripto en un cuadrado de 4x4 mm con una altura de 720 μm , en la Tabla 2.14 se detallan el resto de las dimensiones del dispositivo propuesto,

Tabla 2.14: Dimensiones de la válvula con actuador PPy-PVDF-PPy

Dimensiones	[μm]
Diámetro actuador	2000
Diámetro de la cámara	2000
Altura de la cámara	2
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

Modelo

Para simular el funcionamiento del dispositivo, se utilizaron dos modelos, un modelo basado en ecuaciones analíticas que permiten describir distintos comportamientos del dispositivo (eléctrico, mecánico y fluídico) y un modelo numérico que describe el acoplamiento entre la microfluidica y el actuador, donde el actuador es modelado como un material termoelástico.

En los próximos apartados se detalla los aspectos tenidos en cuenta para la modelización mediante los modelos analíticos y numéricos para luego pasar a describir los resultados de manera conjunta.

a- Modelo analítico

Para el estudio de este diseño se utiliza un modelo difusivo-elástico-metálico que permite predecir las deformaciones del actuador en base a la energía eléctrica que se aplica, el mismo fue propuesto por [Madden \(2000\)](#). La relación entre las deformaciones y la curvatura del actuador se modela minimizando la energía elástica de las láminas que componen el actuador. La microfluídica se describe utilizando la ecuación de Hagen-Poiseuille, considerando que el humor acuoso se comporta como un fluido reptante en un canal.

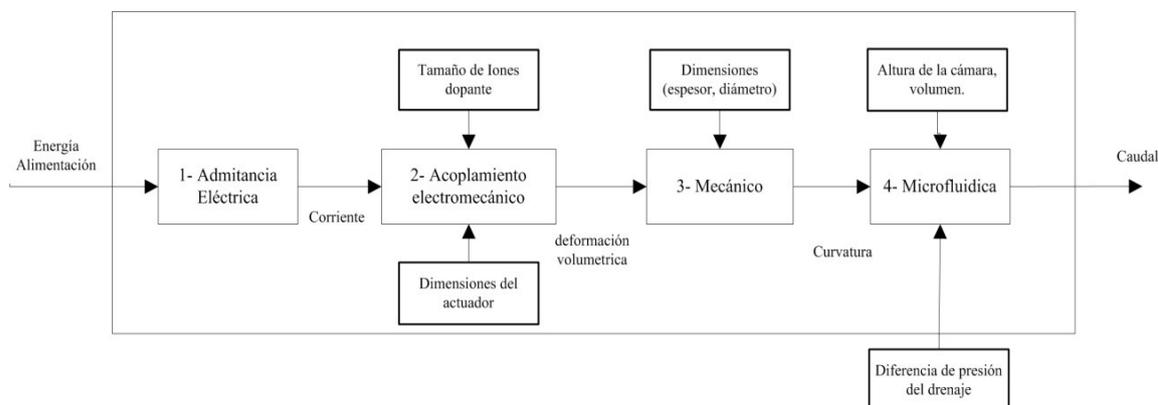


Figura 2.25: Diagrama de bloques de la válvula PPy-PVDF-PPy

En la Figura 2.25 se presenta el diagrama de bloques que permiten describir el funcionamiento de la válvula. Los módulos que componen el modelo son: 1) admitancia

eléctrica del polímero actuador, 2) acoplamiento electromecánico, 3) mecánico y 4) microfluídico.

Módulo admitancia eléctrica

En la Figura 2.26 se presenta de manera esquemática el proceso de óxido-reducción del actuador PPy-PVDF-PPy, cuando se aplica un voltaje se genera una corriente de aniones móviles que se desplazan de la matriz de PVDF al PPy que se oxida y del PPy que se reduce a la matriz de PVDF.

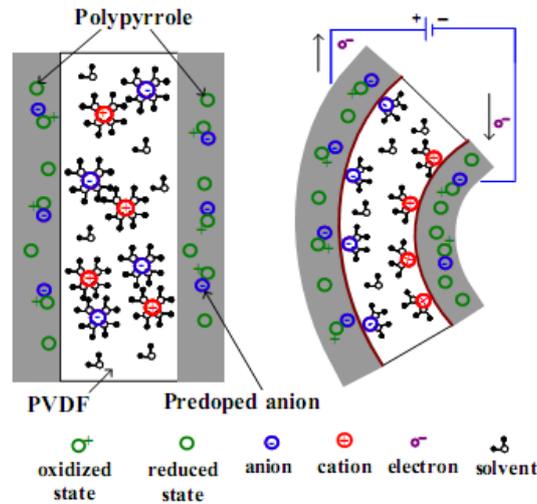


Figura 2.26: Principio de funcionamiento del actuador PPy-PVDF-PPy

Madden (2000) a partir de suponer que el PPy es perfectamente conductor y que los iones dentro del polímero conductor se desplazan por difusión propone un modelo difusivo-elástico-metálico. La Ecuación 2.28 describe el comportamiento del polímero activo en el espacio transformado de Laplace (Fang et al, 2010) en función de los parámetros eléctricos de los materiales.

$$y(s) = \frac{I(s)}{U(s)} = \frac{s \cdot \left[\frac{\sqrt{D}}{\delta} \cdot \tanh \left(h \cdot \sqrt{\frac{s}{D}} \right) + \sqrt{s} \right]}{\frac{\sqrt{s}}{C} + R \cdot s^{\frac{3}{2}} + R \cdot \frac{\sqrt{D}}{s} \cdot s \cdot \tanh \left(h \cdot \sqrt{\frac{s}{D}} \right)} \tag{2.28}$$

δ : 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 2.28 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).

$$\frac{I(s)}{U(s)} = \frac{k \cdot s \cdot (s + z_1)}{(s + p_1)(s + p_2)} \quad 2.29$$

Los parámetros z_1 , p_1 y p_2 de la Ecuación 2.29 son funciones de parámetros físicos o medibles. En el Capítulo 4, en la sección de caracterización de actuadores, se describirá la metodología para la obtención de los parámetros de manera experimental.

Módulo acoplamiento electromecánico

Los iones desplazados 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 φ que ingresan o salen y del tamaño de los iones descrito por el factor α de acoplamiento carga-deformación, como se observa en la Ecuación 2.30.

$$\varepsilon_s = \alpha \cdot \varphi \quad 2.30$$

En la Tabla 2.15 se presentan valores característicos de dos dopantes para el PPy.

Tabla 2.15: Factor de acoplamiento de iones dopantes del PPy

Ion dopante del polipirrol	Factor de acoplamiento carga-deformación [m ³ /C]
Trifluorometanesulfonimide	7 x 10-10
Hexafluoro Fosfato	1,2 ± 0,3 x 10-10

Módulo mecánico

El módulo mecánico describe los desplazamientos del actuador, considerando las dimensiones y características de las tres capas de polímero que lo componen. La entrada de este módulo es la deformación volumétrica ε_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. Considerando que el actuador es un diafragma circular, se puede describir la posición de cualquier punto en el plato utilizando las Ecuaciones 2.31 y 2.32, donde $u(r)$ es el desplazamiento radial y $w(r)$ es el desplazamiento transversal desde el plano neutro del plato.

$$u(r) = \varepsilon_0 \cdot r \quad 2.31$$

$$w(r) = \frac{k \cdot r^2}{2} \quad 2.32$$

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 2.33 y 2.34.

$$\varepsilon_{rr} = \frac{du}{dr} - z \cdot \frac{d}{dr} \left(\frac{dw}{dr} \right) + \varepsilon_s \quad 2.33$$

$$\varepsilon_{\theta\theta} = \frac{u}{r} - \frac{z}{r} \cdot \frac{dw}{dr} + \varepsilon_s \quad 2.34$$

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

$$\varepsilon_{rr} = \frac{du}{dr} - z \cdot \frac{d}{dr} \left(\frac{dw}{dr} \right) + \frac{1}{2} \cdot \left(\frac{dw}{dr} \right)^2 + \varepsilon_s \quad 2.35$$

$$\varepsilon_{\theta\theta} = \frac{u}{r} - \frac{z}{r} \cdot \frac{dw}{dr} + \varepsilon_s \quad 2.36$$

La energía elástica de cada capa del actuador se obtiene utilizando la Ecuación 2.37, donde E_i y ν_i son el módulo de Young y el coeficiente de Poisson,

$$Ener = \frac{E_i}{2 \cdot (1 - \nu_i^2)} \cdot (\varepsilon_{rr}^2 + \varepsilon_{\theta\theta}^2 + 2 \cdot \nu_i \cdot \varepsilon_{rr} \cdot \varepsilon_{\theta\theta}) \quad 2.37$$

La energía elástica total se obtiene con la Ecuación 2.38 y la curvatura del actuador se calcula minimizando la energía en función de la curvatura k .

$$W_{elas} = \int_{-\pi}^{\pi} \int_0^{radio} \left[\int_{-c}^b \frac{(1 + \nu_{ppy}) \cdot E_{ppy}}{1 - \nu_{ppy}^2} \cdot (\varepsilon_0 - \varepsilon_s - z \cdot k)^2 dz \right. \\ + \int_{-b}^b \frac{(1 + \nu_{pvd}) \cdot E_{pvd}}{1 - \nu_{pvd}^2} \cdot (\varepsilon_0 - z \cdot k)^2 dz \\ \left. + \int_b^c \frac{(1 + \nu_{ppy}) \cdot E_{ppy}}{1 - \nu_{ppy}^2} \cdot (\varepsilon_0 + \varepsilon_s - z \cdot k)^2 dz \right] \cdot r \cdot dr \cdot dt \quad 2.38$$

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

$$\frac{dW_{elas}}{dk} = 0 \quad 2.39$$

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-Poiseuille (Ecuación 2.40).

$$caudal = \frac{\pi \cdot R_{eq}^4 \cdot \Delta P}{8 \cdot \mu \cdot l} \tag{2.40}$$

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. (Ecuaciones 2.41 y 2.42)

$$diaf(r) = \left(\frac{-k \cdot r^2}{2}\right) + \frac{k \cdot diam^2}{8} + h_{camara} \tag{2.41}$$

$$R_{eq} = \sqrt{\frac{\int_0^{2\pi} \int_0^r diaf(r) r dr d\theta}{l \cdot \pi}} \tag{2.42}$$

El modelo analítico resultante de acoplar los módulos antes enunciados se presentan en la Figura 2.27, donde las entradas son 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.

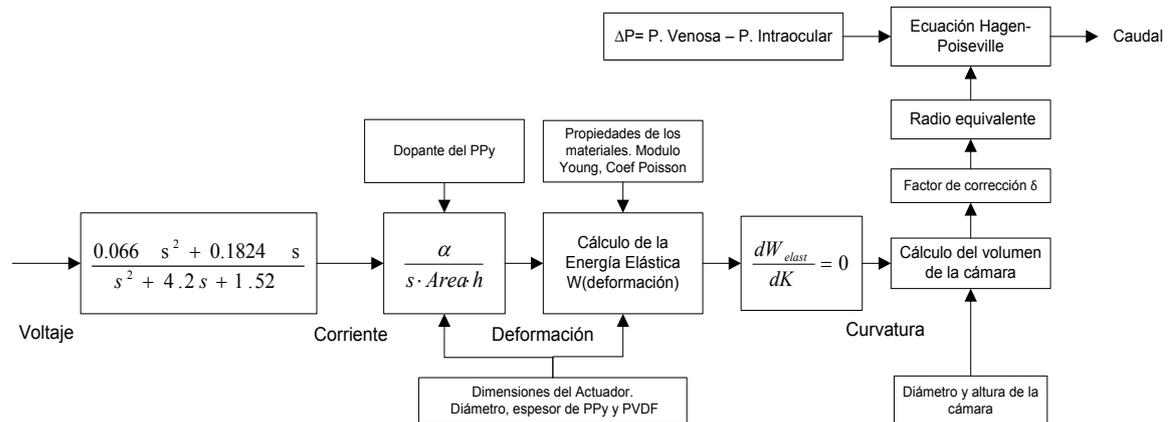


Figura 2.27: Modelo analítico fluido-electro-mecánico de la válvula PPy-PVDF-PPy

Utilizando el modelo se puede predecir los cambios de caudal de la microválvula a partir de modificar el voltaje de actuación de la misma, considerando como datos la diferencia de presión entre la cámara anterior y la presión venosa episcleral.

b- Modelo numérico

La segunda opción elegida para la simulación de la válvula PPy-PVDF-PPy fue el modelado numérico del actuador y de la microfluidica para ser implementado en el software Comsol®. Se modeló el actuador como un material termoelástico acoplado al campo fluido a través de una malla móvil (Sassetti y Guarnieri, 2010).

Como se mencionó anteriormente, el PPy del actuador de la microválvula cambia su volumen con el ingreso o el egreso de iones a la matriz del polímero, las deformaciones volumétricas que produce el ingreso de iones fueron en este caso modeladas como las deformaciones que produce un campo térmico en un sólido, introduciendo una analogía entre el voltaje y la temperatura.

Alici et al (2006) utilizó esta analogía para simular una viga de PPy-PVDF-PPy utilizando el método de elementos finitos en la resolución de un problema termoelástico. En la resolución del problema se adoptaron las siguientes hipótesis:

a) El polímero electroactivo tiene una deformación volumétrica lineal (ε) en pequeños voltajes (v);

b) la deformación del material es isotrópica,

$$\varepsilon = \kappa \cdot v \quad 2.43$$

La Ecuación 2.43 es una relación lineal entre la deformación y el voltaje por lo que se propone como analogía entre el campo eléctrico y el campo térmico, la Ecuación 2.44 como fuera planteado por Metz et al (2006)

$$\varepsilon = \alpha \cdot T \quad 2.44$$

Las tensiones generadas en el material activo están relacionadas con el campo térmico como se observa en la Ecuación 2.45.

$$\sigma_{ij} = D \cdot (\varepsilon_{ij} - \delta_{ij}\alpha_{ij}(T - T_{ref})) \quad 2.45$$

Para obtener el coeficiente de deformación térmico (α) que permita relacionar la temperatura con la deformación y ésta con la curvatura del diafragma, se utilizó un modelo teórico para describir la flexión del actuador en función de las deformaciones del actuador utilizando el método variacional (Ecuación 2.38) reemplazando ε_s por la Ecuación 2.46

$$\varepsilon_s = \alpha \cdot T \quad 2.46$$

Minimizando la energía elástica en función de la curvatura (Ecuación 2.39) obtenemos una expresión que nos permite relacionar la curvatura con la temperatura y el coeficiente de expansión térmico del material Ecuación 2.47.

$$Temp = \frac{85124 \cdot (5,9^{-14} \cdot k^3 + 2,7^{-9} \cdot k)}{\alpha} \quad 2.47$$

La temperatura en el material esta modelada por la Ecuación 2.48 y las condiciones de borde se presentan en las expresiones 2.49 y 2.50 que simulan la diferencia de potencial aplicada a las caras externas del PPy.

$$-\nabla \cdot (k\nabla T) = 0 \quad 2.48$$

$$T_{PPy \text{ ext}} = temp \quad 2.49$$

$$T_{PPy \text{ int}} = -temp \quad 2.50$$

El módulo microfluídico del dispositivo fue modelado como un fluido newtoniano, incomprensible y reptante a través de la ecuación de Stokes (Ecuación 2.51)

$$-\nabla \cdot [-pI + \eta(\nabla u + (\nabla u)^T)] = 0 \quad 2.51$$

Las condiciones de borde para el fluido se presentan en las Ecuaciones 2.52-2.55.

$$P_{in} = 15 \text{ mmHg} \quad 2.52$$

$P_{out} = 8 \text{ mmHg}$ 2.53

En el diafragma $u_t = \text{velocidad de la pared}$ 2.54

En el resto de las paredes (no slip) $u = 0$ 2.55

En la Figura 2.28 se presentan los dominios que componen el modelo numérico de la válvula, en color celeste el módulo microfluidico (cámara y los canales de entrada, salida), el actuador está compuesto por dos láminas de PPy (color naranja) y una lámina de PVDF (color gris)

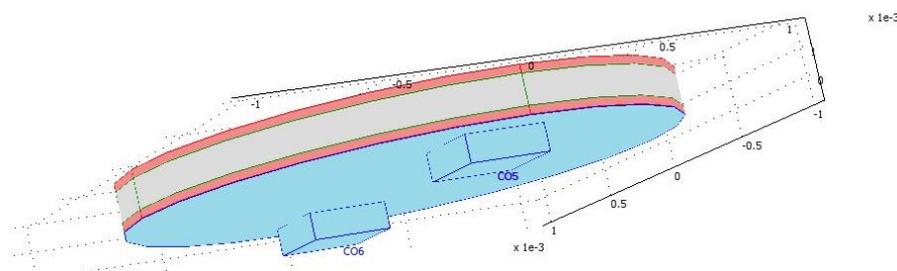


Figura 2.28: Dominios del modelo numérico de la válvula PPy-PVDF-PPy

En la Figura 2.29 se presenta la malla con la cual se discretiza los diferentes dominios de la válvula, el mallado se realizó con elementos prismáticos de base triangular.

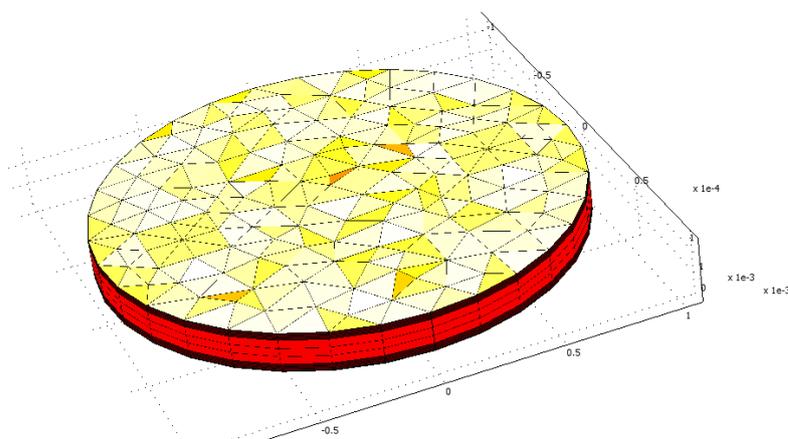


Figura 2.29: Discretización espacial de la válvula PPy-PVDF-PPy

En la Tabla 2.16 se presentan los números de elementos por componentes de la microválvula y la cantidad de elementos en la coordenada Z.

Tabla 2.16: Número de elementos en cada su subdominio

Módulo	Componente	Núm elementos	Elementos en la coord, Z
Microfluidico	Canal de entrada	30	3
	Canal de salida	30	3
	Cámara principal	1420	5
Actuador	PPy	852	3
	PVDF	852	3
	PPy	852	3

Las funciones de forma utilizadas fueron cuadráticas, las ecuaciones se resuelven en tres puntos de cada elemento. En las próximas secciones se presentan los resultados obtenidos con el modelo analítico propuesto y con el modelo numérico resuelto por el método de elementos finitos.

Simulación

Modelo Analítico

Empleando el modelo del material antes descrito se simuló utilizando Simulink de Matlab® la actuación del dispositivo (Figura 2.30).

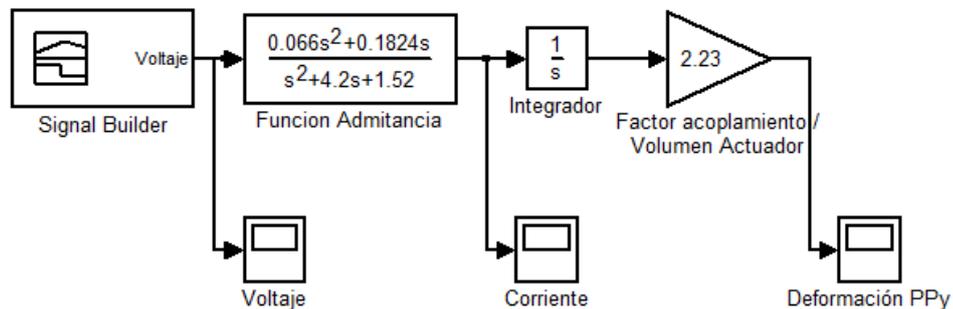


Figura 2.30: Modelo que relaciona la deformación del PPy con el voltaje aplicado

Se estimuló el actuador con un voltaje de 0,4 Voltios por el período de 1 segundo como se observa en la Figura 2.31, obteniendo una corriente máxima de 25 mA con una forma de onda semejante a los circuitos resistivos-capacitivos (Figura 2.32).

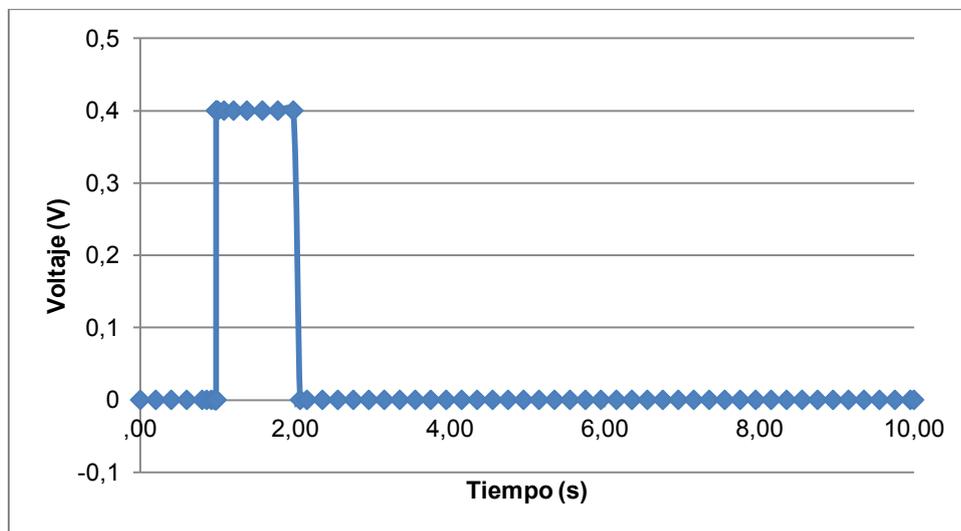


Figura 2.31: Voltaje de estimulación del actuador PPy-PVDF-PPY

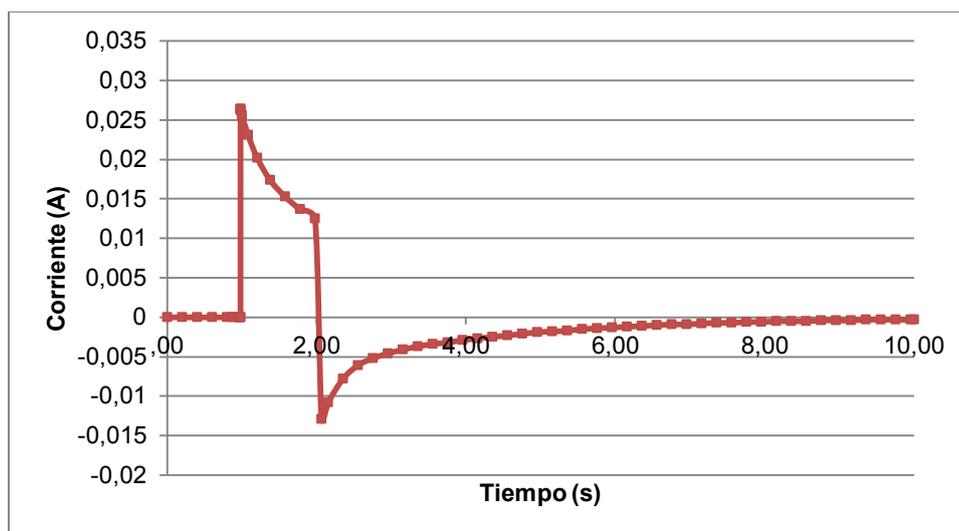


Figura 2.32: Corriente resultante en el actuador PPy-PVDF-PPY

En la Figura 2.33 se presenta la deformación en polímero PPy en el tiempo por el ingreso de iones a la matriz del polímero, como se observa en la gráfica las deformaciones excursionan entre 0 y 3,8 % cuando el polímero es energizado con una amplitud de 0,4 voltios y con una duración de 1 segundo.

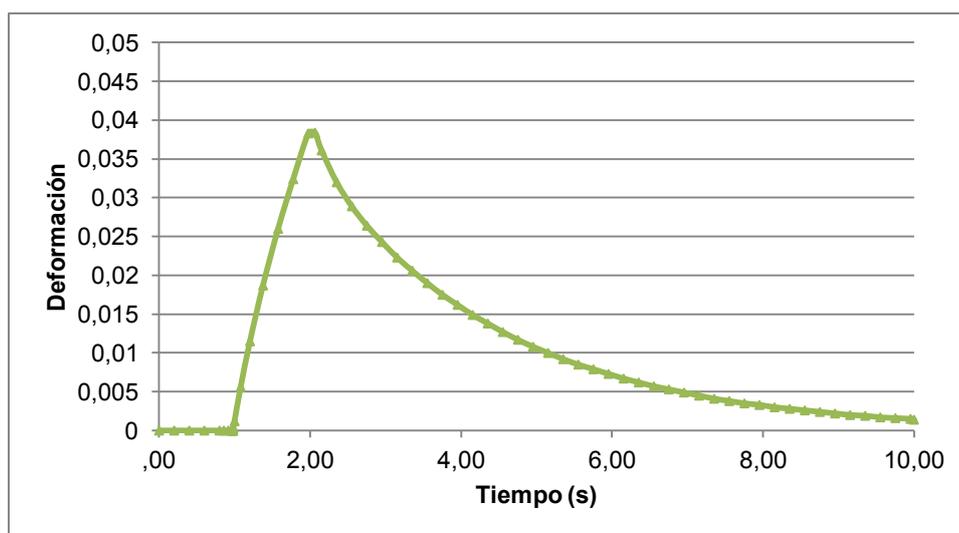


Figura 2.33: Deformación en el polímero PPy vs tiempo

Resolviendo las Ecuaciones 2.38 y 2.39 se obtienen la curvatura del actuador en función de la deformación, y utilizando las Ecuaciones 2.40 y 2.42 se calcula la resistencia hidráulica del dispositivo como se observa en la Tabla 2.17.

Tabla 2.17: Curvatura del actuador y resistencia hidráulica para distintas deformaciones del actuador

Deformaciones PPy	Curvatura [1/m]	Volumen (m3)	Radio equivalente (m)	Resistencia Hidráulica (Pa.s/m3)
0	0	6,283E-12	3,16E-05	5,09E+12
0,01	39,39	3,72E-11	7,70E-05	1,45E+11
0,015	54,82	4,93E-11	8,86E-05	8,26E+10
0,02	67,75	5,95E-11	9,73E-05	5,68E+10
0,025	78,8	6,82E-11	1,04E-04	4,33E+10
0,03	88,45	7,58E-11	1,10E-04	3,50E+10

Las relaciones entre deformaciones-curvatura y curvatura-resistencia hidráulica se introducen en el modelo implementado en Simulink mediante dos *look up table*, como se observa en la Figura 2.34. La primera relaciona las deformaciones con las curvaturas y la segunda las curvaturas con la inversa de la resistencia hidráulica (conductancia hidráulica). Los valores intermedios a los valores ingresados el Simulink los resuelve por interpolación.

Los caudales drenados durante la actuación del diafragma, el volumen total drenado se calculan para una diferencia de presión de 800 pascales (7 mmHg) que sería una diferencia de presión de equilibrio entre la cámara anterior y el sistema venoso episcleral.

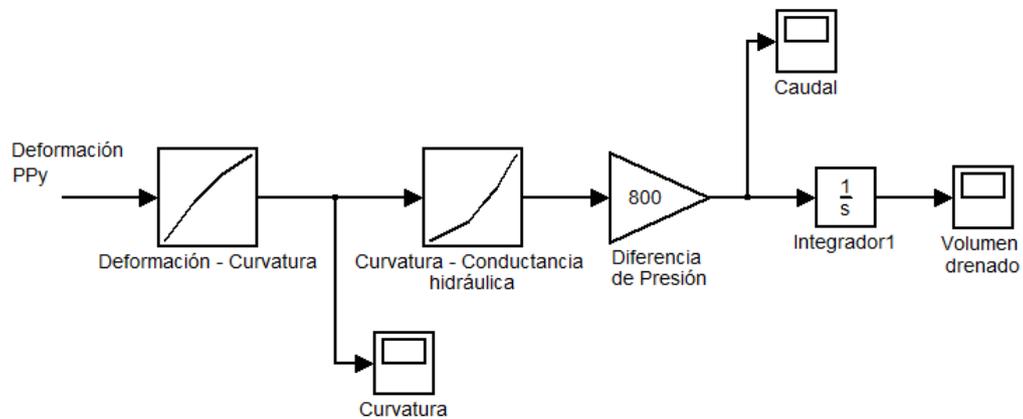


Figura 2.34: Modelo que relaciona la deformación del PPy con el volumen drenado

En la Figura 2.35 se puede observar como varia la curvatura del actuador cuando es estimulado con un pulso de voltaje de 0,4 voltios de 1 segundo de duración.

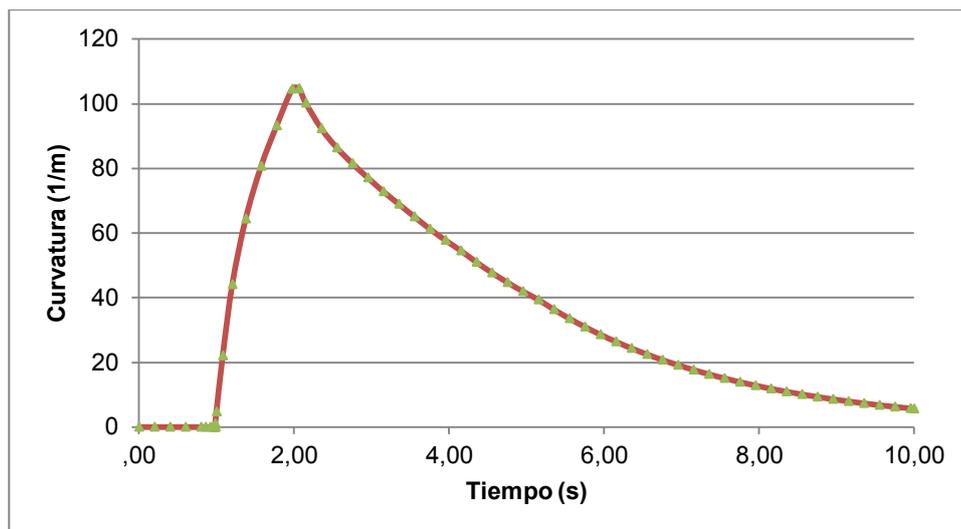


Figura 2.35: Curvatura del actuador vs tiempo

En la Figura 2.36 se presenta la variación del caudal en el dispositivo y el volumen drenado durante el pulso y los 8 segundos posteriores, tiempo en el cual el diafragma regresa a la posición inicial (Figura 2.35).

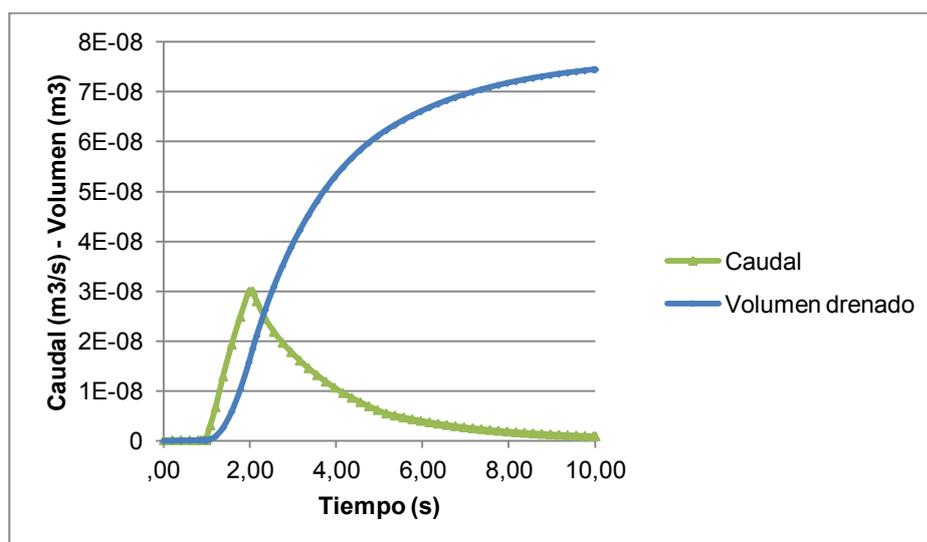


Figura 2.36: Caudal y volumen drenado vs tiempo

Los resultados obtenidos con el modelo analítico serán discutidos y comparados con los obtenidos en el modelo numérico en la próxima sección.

Modelo Numérico

El actuador es modelado como un material termoelástico donde el coeficiente térmico-elástico se obtiene asumiendo que la curvatura del mismo está regido por las ecuaciones no lineales descritas en el modelo analítico. En la Figura 2.37 se compara el desplazamiento del diafragma calculado con el módulo mecánico del modelo analítico para las curvaturas 39,39; 54,82; 67,75; 78,8 y 88,45 (en azul) 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 (puntos rojos).

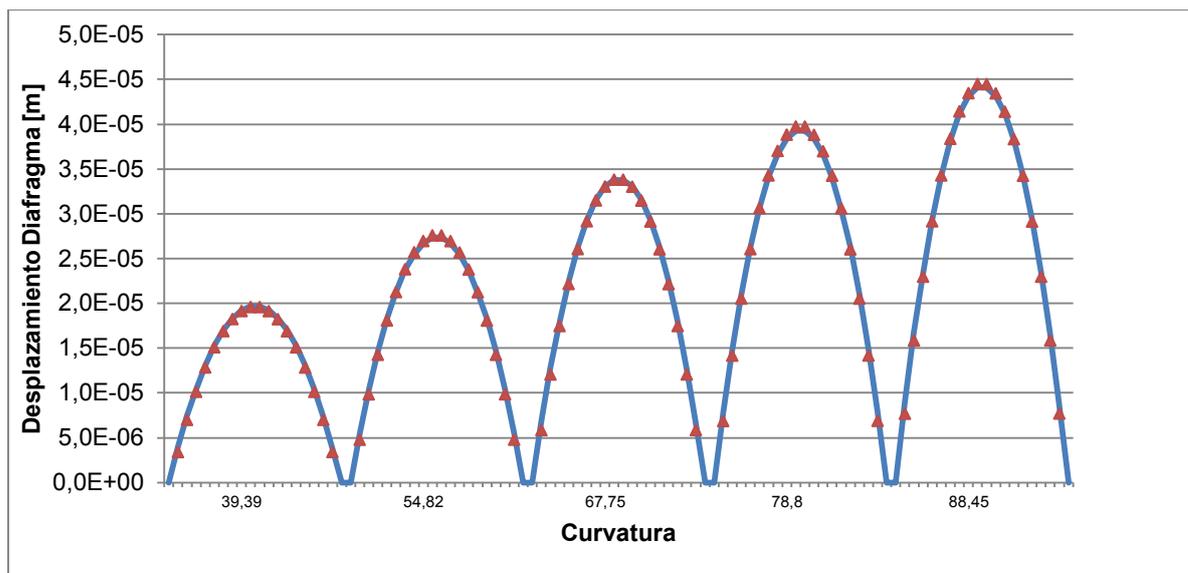


Figura 2.37: Desplazamientos del diafragma por efectos termicos

En la Figura 2.38 se observa el desplazamiento del diafragma por efectos termoelasticos para un $\Delta T=1,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ con un desplazamiento máximo de $32.5\text{ }\mu\text{m}$ en la zona central del actuador.

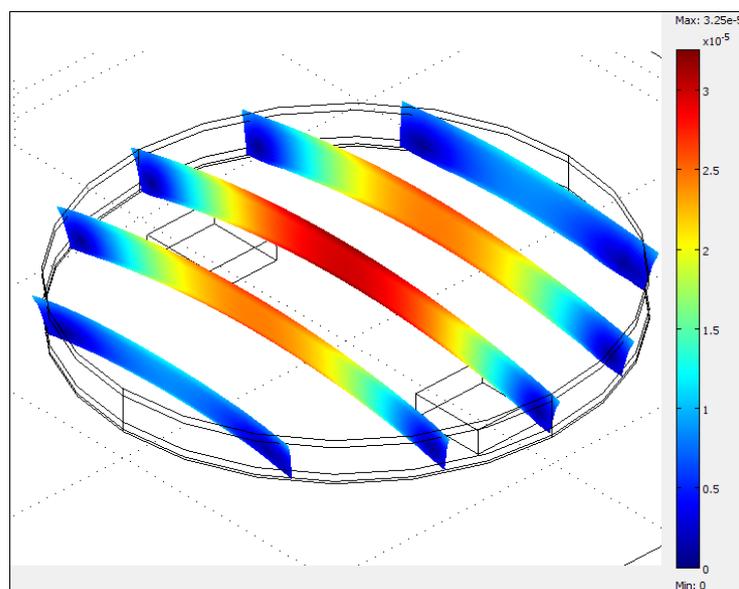


Figura 2.38: Desplazamiento del diafragma por efecto térmico ($\Delta T=1.5^{\circ}\text{C}$)

En la Figura 2.39 se presenta el campo de velocidades del fluido cuando el actuador está energizado con un gradiente térmico de $\Delta T=1,5\text{ }^{\circ}\text{C}$, la velocidad máxima es de $0,240\text{ m/s}$.

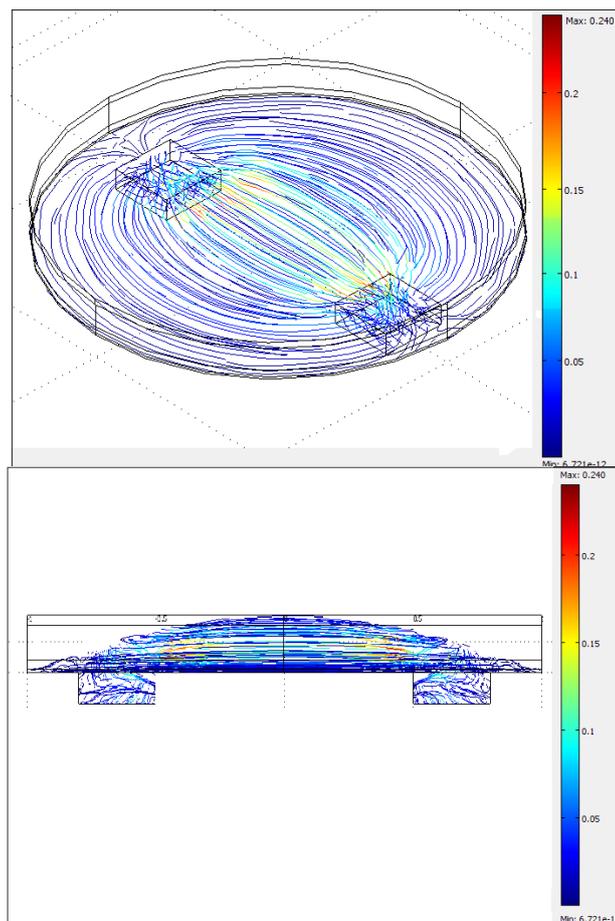


Figura 2.39: Campo de velocidades del fluido en la microválvula

En la Figura 2.40 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.

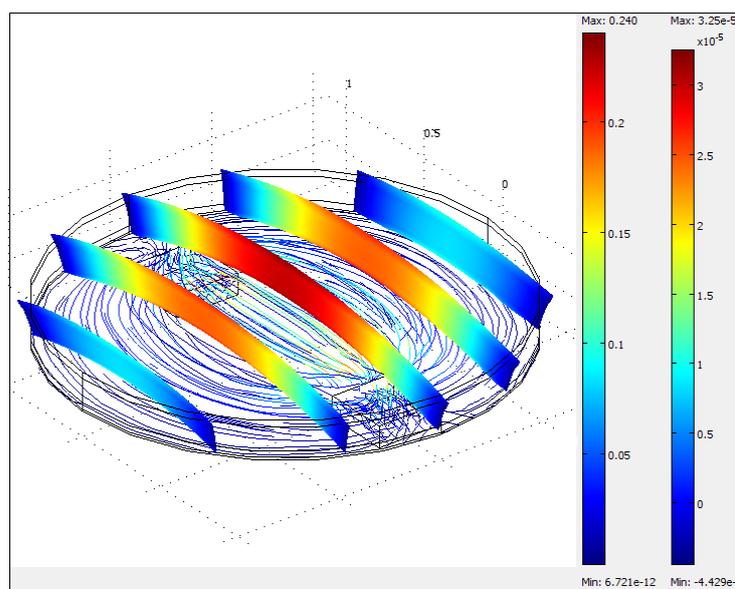


Figura 2.40: Acoplamiento Fluido-Termo-elástico

En la Tabla 2.18 se presentan la variación del caudal cuando el diafragma de la microválvula es actuado térmicamente, para una microválvula de 2000 μm de diámetro y para distintas alturas de cámara.

Tabla 2.18: Resultados del modelo numérico

h cámara [μm]	Temperatura [°C]					
	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

En la figura se presenta los resultados de la simulación para una microválvula, con un gradiente de presión de 6 mmHg entre la entrada y la salida.

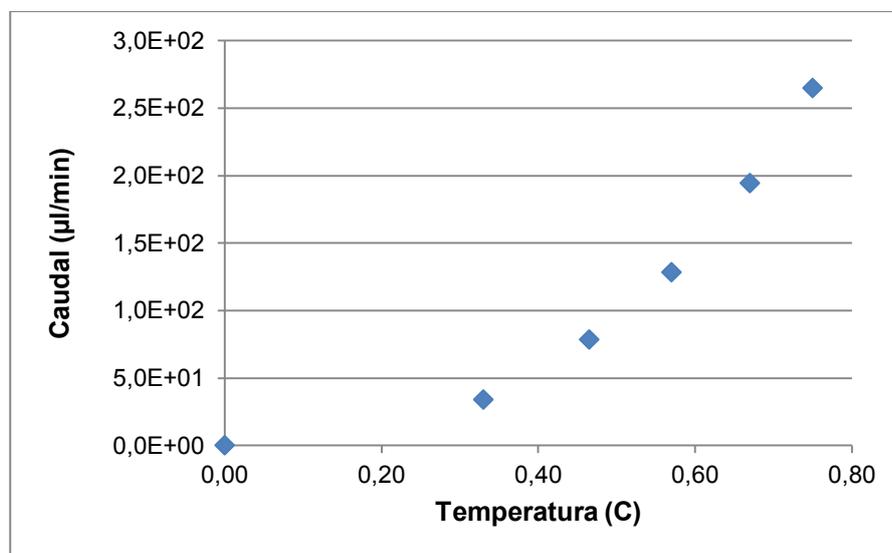


Figura 2.41: Caudal vs temperatura modelo numérico

Discusión de los resultados

El diseño propuesto fue analizado utilizando la técnica de elementos finitos y modelo analítico. Mediante la técnica de elementos finitos se realizaron los cálculos que permiten obtener la resistencia hidráulica del dispositivo para distintas curvaturas del actuador.

Se observa Tabla 2.19 que existen diferencias importantes en el modelado de la resistencia hidráulica del dispositivo utilizando la ecuación de Hagen-Poiseuille cuando se comparan a los resultados obtenidos con el modelo numérico.

Tabla 2.19: Resistencias hidráulicas (Hagen Poiseuille, modelo numérico)

Deformación PPy	Curvatura (1/m)	Hagen-Poiseuille-Resistencia hidráulica	MEF - Resistencia Hidráulica (Pa.s/m ³)	Diferencia
0	0	5,09E+12	8,36E+12	39%
0,01	39,39	1,45E+11	6,74E+11	78%
0,015	54,82	8,26E+10	3,60E+11	77%
0,02	67,75	5,68E+10	2,43E+11	77%
0,025	78,8	4,33E+10	1,77E+11	76%
0,03	88,45	3,50E+10	1,41E+11	75%

En base a las resistencias hidráulicas mencionadas en la Tabla 2.19 se calcula el caudal que se drenaría por el dispositivo cuando la diferencia de presión es de 7mmHg (933Pa). En la Tabla 2.20 se presentan los caudales que drenaría el dispositivo para distintas curvaturas, se observa que los cálculos realizados en base a Hagen Poiseuille sobreestiman los caudales.

Tabla 2.20: Caudales para la presión de equilibrio (Hagen Poiseuille, modelo numérico)

Curvatura (1/m)	Caudal (ul/min) Hagen-Poiseuille	Caudal (ul/min) Modelo Numérico
0,00	11,00	6,70
39,39	386,07	83,06
54,82	677,72	155,50
67,75	985,56	230,37
78,80	1292,84	316,27
88,45	1599,43	397,02

En base a lo observado sería deseable en próximas versiones del modelo analítico incorporar los valores de la resistencia hidráulica obtenida con el modelo numérico.

La válvula propuesta de 2000 μm de diámetro con una cámara de 2 μm actuada por PPy-PVDF-PPy, permiten controlar el caudal entre 6,70 a 397 $\mu\text{L}/\text{min}$ para una diferencia de presión de 933 Pa modificando el área de paso con deformaciones del polímero semejantes a las descritas en la bibliografía (menores al 3%).

Para adecuar el dispositivo a los requerimientos, se deberían reducir la profundidad de la cámara y reducir los valores de deformaciones del material ($< 1\%$), ya que deformaciones de este valor generan una curvatura de 39,39 (1/m) y un caudal 83,06 $\mu\text{L}/\text{min}$.

Con el modelo analítico se simuló el comportamiento del dispositivo en períodos de tiempo de 10 segundos, lo que permitió incorporar al análisis las propiedades del PPy-PVDF-PPY como la variación en el tiempo de la deformación una vez que es estimulado.

La variación del área de paso del dispositivo cuando es estimulado con pulsos de tensión produce caudales de salida variables en el tiempo. Esto deberá ser considerado en la estrategia de estimulación del dispositivo.

Empleando el modelo analítico antes desarrollado y con el reemplazo del módulo curvatura-resistencia hidráulica obtenido por Hagen Poiseuille (Tabla 2.17) en el modelo por la obtenida con el modelo numérico se presentan los volúmenes drenados para distintas duraciones de pulso (Tabla 2.21).

Tabla 2.21: Volumen drenado, duración del pulso.

Amplitud (V)	Duración (s)	Volumen drenado en 10 seg. (m3)	Volumen drenado (μ L)
0,4	1	1,88E-08	18,8
	0,8	1,53E-08	15,3
	0,6	1,08E-08	10,8
	0,4	7,29E-09	7,29
	0,2	3,91E-09	3,91
	0,1	2,63E-09	2,63
	0,08	2,47E-09	2,47
	0,06	2,17E-09	2,17
	0,04	1,90E-09	1,90
	0,02	1,62E-09	1,62

Para la regulación de la presión será necesario conocer cómo se modifica la presión intraocular cuando se drena un volumen determinado y en base a ello diseñar la estrategia de estimulación del dispositivo (ver Capítulo 3).

2.5 Diseño válvula 4: actuador de polímero conductor Kapton-Au-PPy(DBS) en electrolito humedo

Este diseño de válvula se compone de tres partes moldeadas en PDMS, el módulo microfluídico compuesto por una base con canales por donde fluye el humor acuoso, un diafragma que separa el módulo microfluídico del actuador y el reservorio de electrolito donde se encuentra el actuador de PPy(DBS) y la solución electrolítica para el actuador.

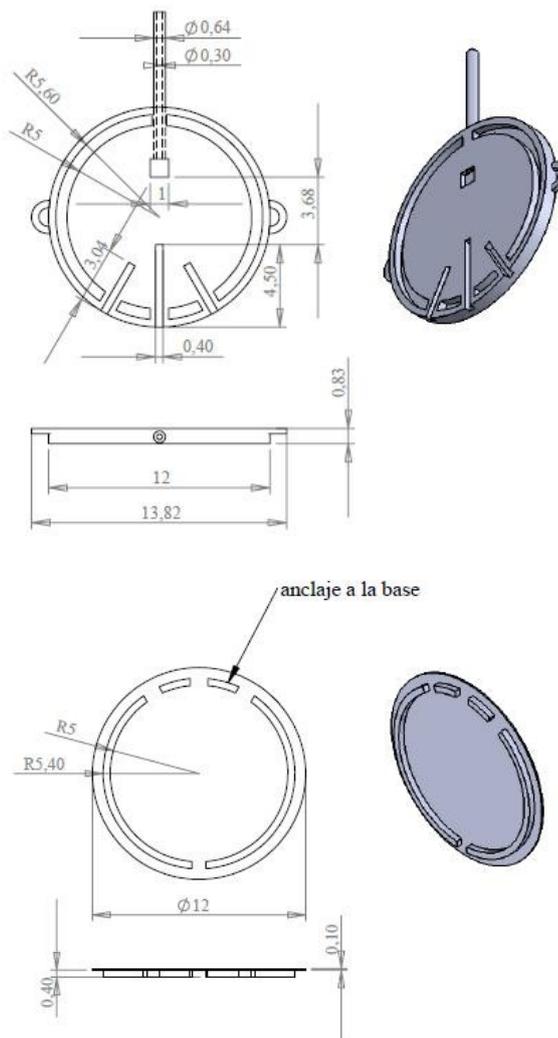


Figura 2.42: Esquema de la base y el diafragma de PDMS de la válvula.

Como se observa en la Figura 2.42 la base de la válvula tiene ranuras circulares destinadas a acoplarse con las salientes del diafragma, las piezas se unen colocando pegamento en el canal de la base e insertando las salientes del diafragma. La separación entre el diafragma y la base dependerá del proceso de pegado.

El reservorio de electrolito tiene tres orificios en su cara externa como se observa en la Figura 2.43, dos orificios para el conexionado eléctrico del actuador y del

contraelectrodo y el tercero de 1mm de diámetro para el cargado de electrolito que luego se tapa con una membrana de PDMS de 80 μm .

En las paredes del interior del reservorio hay cuatro ranuras que permiten insertar a presión del contraelectrodo de Kapton-Au (7,8 x 7,8 mm) necesario para la estimulación del dispositivo, el volumen que puede almacenar el reservorio es de aproximadamente $5,50 \text{ e-}10 \text{ m}^3$.

El actuador es una viga de Kapton-Au-PPy(DBS) como las descritas por [Maw et al \(2001\)](#), la misma se apoya sobre el diafragma de PDMS y es empotrada en sus extremos en el reservorio de electrolito, en la Figura 2.43 se observa el ensamblado del dispositivo.

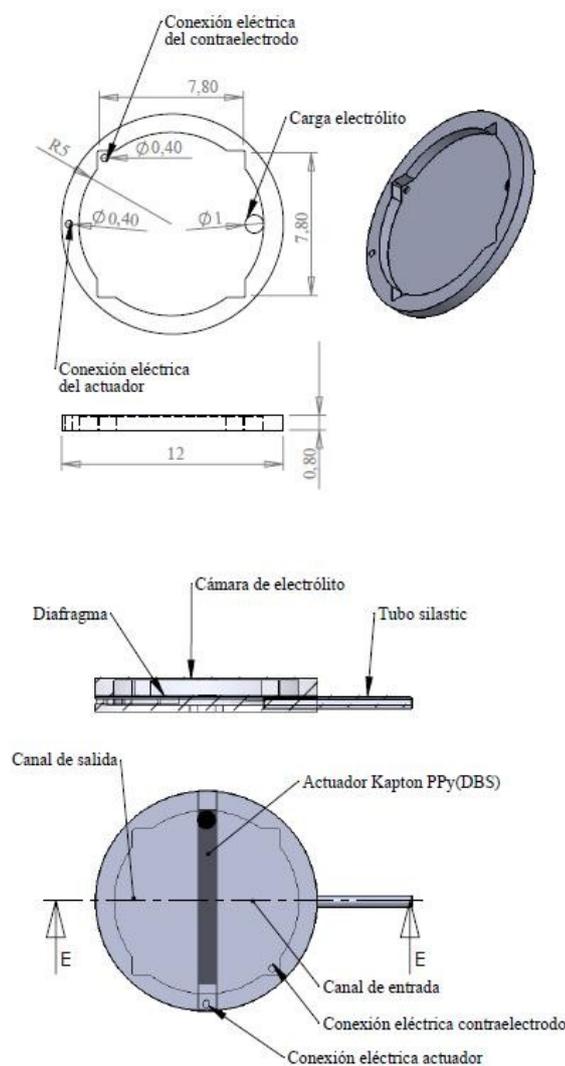


Figura 2.43: Esquema del reservorio y el montaje del actuador de Kapton-Au-PPy(DBS) en la válvula.

Las dimensiones seleccionadas son semejantes a la válvula de Ahmed descrita en el Capítulo 5. En la Tabla 2.22 se presentan las dimensiones de los componentes de la válvula con actuador Kapton-Au-PPy(DBS).

Tabla 2.22: Dimensiones de la válvula con actuador Kapton-Au-PPy(DBS)

Componente	Parámetro	Valor	Unidades
Base de la válvula	Diámetro base	12	mm
	Espesor base	830	μm
	Número de canales en la base	3	
	Ancho y altura	400 x 400	μm
	Largo	4,50 ; 3,04	mm
Diafragma	Diámetro total	12	mm
	Diámetro entre apoyos	10	mm
	Espesor	100	μm
Reservorio de electrolito	Volumen	0,05	ml
	Altura	700	μm
	Área para contraelectrodo	7,8 x 7,8	mm
Actuador	Largo actuador	10	mm
	Espesor del film de Kapton	24,5	μm
	Espesor de PPy(DBS)	10	μm

Volumen de electrolito

En la Tabla 2.23 se presentan los resultados obtenidos con las Ecuación 2.7 para un actuador de $10000 \times 1000 \times 10 \mu\text{m}^3$

Tabla 2.23: Número de sitios activos del actuador

Variable	Magnitud	Unidades
Espesor	1,00E-05	M
Densidad Carga	1889,62	mC/Cm ²
Largo	1,00E-02	M
Ancho	1,00E-03	M
Área	1,00E-01	cm ²
Cargas [C]	1,89E-01	Coulomb
Número de cargas por Coulomb	6,24E+18	
Número de cargas totales	1,18E+18	Electrones
Número de sitios activos (DBS)	1,31E+17	
Número de átomos de sodio	1,46E+16	

En la Tabla 2.24 se presenta la altura mínima del reservorio de solución acuosa de 0,1 Molar de DBSNa, necesaria para garantizar la cantidad de átomos de sodio que requiere el actuador.

Tabla 2.24: Volumen de electrolito y altura del reservorio

Variables y constantes	Magnitud	Unidades
Concentración de la solución	1,00E-01	Molar
1 Mol	6,02E+23	Átomos
Grado disociación	8,00E-01	
Numero de átomos de Na por Litro	4,82E+22	Átomos
Volumen electrolito	3,02E-10	m ³
Altura optima del reservorio	3,85E-06	m

Modelo

Para simular el funcionamiento del dispositivo, se modelaron de manera independiente el módulo fluidoico, el diafragma y el actuador. El actuador se modela a partir de datos obtenidos experimentalmente para luego simular el dispositivo completo.

a. Módulo fluidoico, diafragma y actuador.

Como primera aproximación se analizaron el diafragma y la cámara de forma aislada. El modelado de la cámara del dispositivo se utilizó un cilindro rígido, de diferentes alturas ($h = 3, 5, 7, 10, 50$ y $100 \mu\text{m}$). En la Figura 2.44 se observan las presiones en el canal de ingreso y egreso de la cámara, el resto de las superficies tienen como condición de borde que la velocidad es nula. Para la discretización espacial se malló la superficie de la base de la cámara con elementos triangulares como se observa en la Figura 2.44 generando 5 capas en el espesor del diafragma y 3 en los canales de ingreso-egreso, la malla cuenta con 6053 elementos prismáticos de base triangular, (*Element volumen ratio*= $9.91\text{e-}4$; *Minimum element quality*= 0.0181). La resolución del problema se realizó utilizando un método directo (PARDISO out of core).

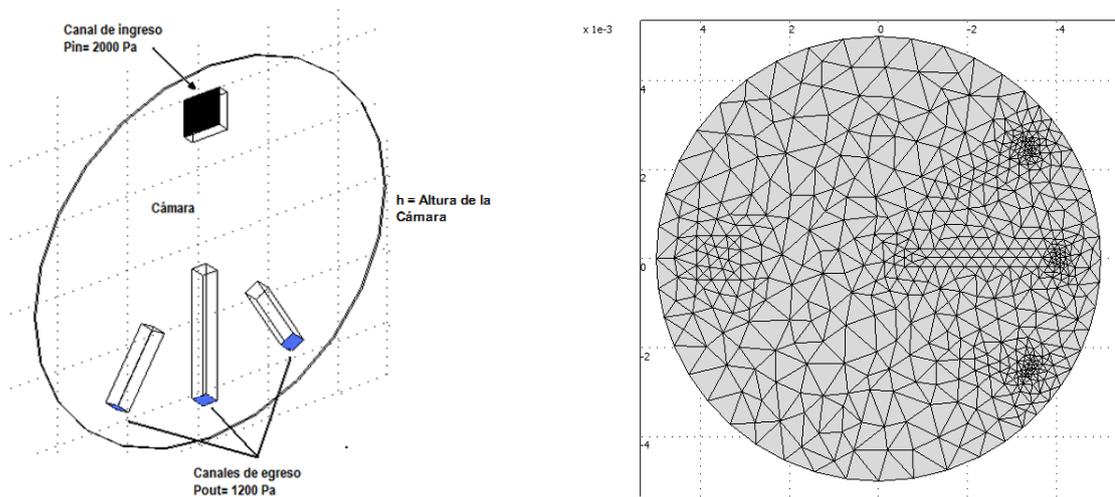


Figura 2.44: Módulo fluidoico y malla de la superficie de la cámara de la válvula.

El diafragma, tapa de la cámara, presentará desplazamientos debidos al gradiente de presión entre la entrada y las salidas. El mismo es modelado como un sólido lineal e isotrópico con un módulo de Young de $1,65\text{e}6 \text{ Pa}$ y un coeficiente de Poisson de 0,499 característico de los elastómeros.

Uno de los objetivos del modelado de diafragmas de distintos espesores es determinar los valores de tensiones presentes en el diafragma cuando está sometido a la presión del humor acuoso, determinar el área de paso entre la base de la cámara y el diafragma en $X=2$ y Y entre $-5e-3$ y $5e-3$ m como se observa en la Figura 2.45 .

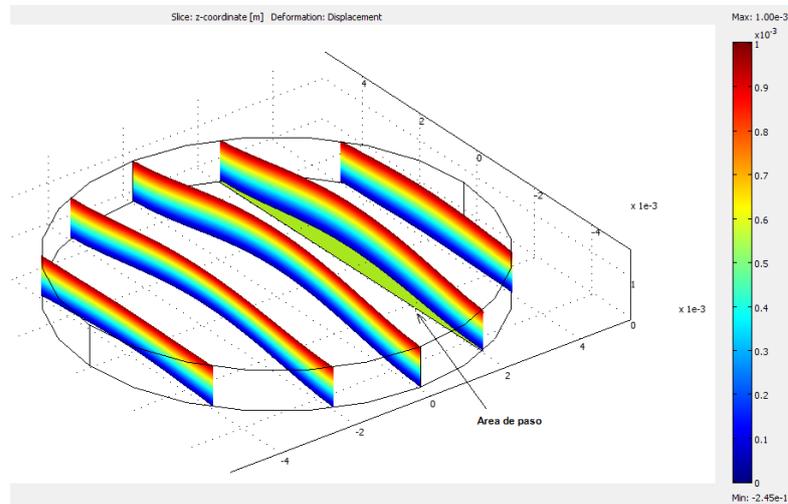


Figura 2.45:Área de paso del fluido debajo del diafragma

También se modela la superposición del actuador y el electrolito sobre el diafragma. El actuador de $10000 \times 1000 \times 25 \mu\text{m}$ ($E=2,8e9$, $\nu=0,34$) fue mallado con 5 capas con elementos prismáticos de base triangular. En la Figura 2.46 se presentan las características de la malla utilizada y las condiciones de contorno del modelo. La columna de electrolito de aproximadamente 1 mm se modela como una presión distribuida de 10 Pa sobre la tapa del superficie, el perfil de presión sobre la base del diafragma se obtiene de la simulación del dispositivo para la condición de equilibrio de 800 Pa entre la entrada y la salida.

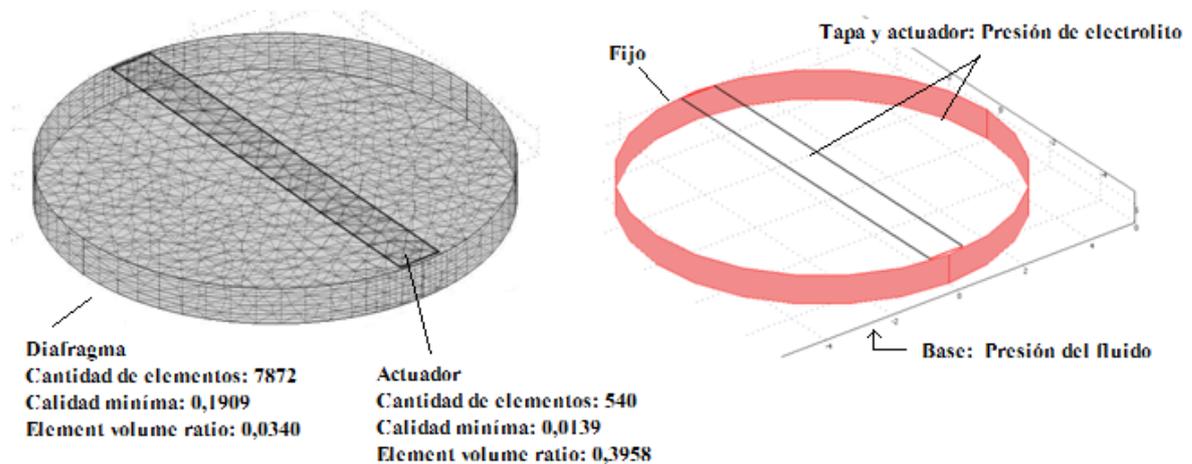


Figura 2.46: Mallado del diafragma y el actuador

Se identifican las dimensiones de la altura de la cámara y el área de paso que permiten obtener caudales en el rango fisiológico.

b. Actuador de Kapton-Au-PPy

A partir de datos experimentales del comportamiento mecánico de dos actuadores de Kapton-Au-PPy que se presentan en el Capítulo 4, se obtienen parámetros para modelar el actuador como un material termoelástico e integrarlo a un modelo que incluye el módulo de fluido estructura.

El actuador de Kapton-Au-PPy se describe utilizando el modelo de Timoshenko para pares bimetálicos (Christophersen et al, 2006) considerando las capas de Kapton y PPy por ser las que aportan la mayor rigidez a la viga (En el Anexo 7.2 se compara el modelado del actuador con dos y tres capas). En la Figura 2.47 (a) se presenta los componentes del actuador y los parámetros que intervienen en el cálculo de la curvatura, donde uno de los materiales presenta cambios de volumen por efectos de la temperatura, en la Figura 2.47(b) se presenta la flexión cuando las láminas están unidas.

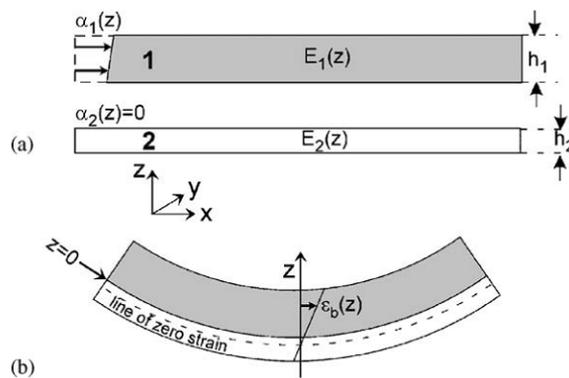


Figura 2.47: Parámetros del modelo de Thimoshenko y esquema del actuador bicapa

La ecuación de Timoshenko, relaciona la curvatura (Ecuación 2.58) con las deformaciones y las relaciones de espesor (Ecuación 2.56) y de módulos de Young (Ecuación 2.57) de los componentes del actuador

$$m = \frac{h_1}{h_2} \tag{2.56}$$

$$n = \frac{E_1}{E_2} \tag{2.57}$$

$$\frac{1}{R} = k = \frac{\alpha_1 - \alpha_2}{h_2} \frac{6 mn(1 + m)}{1 + 4mn + 6m^2n + 4m^3n + m^4n^2} \tag{2.58}$$

$$\alpha_1 = \frac{(1 + 4mn + 6m^2n + 4m^3n + m^4n^2)h_2}{R (6 mn(1 + m))} \tag{2.59}$$

El coeficiente de expansión térmica (Ecuación 2.59) se calcula utilizando las relaciones de espesor (m), de módulos de Young (n) y el radio de curvatura del actuador obtenido de manera experimental. En la Tabla 2.25 se presentan los espesores y los módulos de elasticidad de los componentes del actuador.

Tabla 2.25: Dimensiones y propiedades de los materiales del actuador

Material	Módulo de Young [GPa]	Espesores de los componentes del actuador [μm]	
		Experiencia 1	Experiencia 2
Kapton	2,8	25,4	25,4
PPy(DBS)	0,4	5,5 \pm 0,0	14,67 \pm 3,21

De los datos experimentales se obtienen la curvatura del actuador cuando esta desenergizado y energizado. Se presentan tres métodos para obtener el radio de curvatura del actuador, el primero utilizado es el que se presenta en la Ecuación 2.60, los parámetros intervinientes en el cálculo se presentan en la Figura 2.48 para una viga con un extremo fijo y pequeños desplazamientos de la horizontal. (Oring M, 2001)

$$k = \frac{2 \cdot \delta}{L^2} \tag{2.60}$$

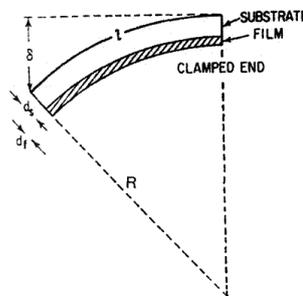


Figura 2.48: Parámetros para la medición de la curvatura en una viga empotrada

La segunda metodología basada en la descripción de la posición del actuador como una función de la coordenada x como se observa en la Ecuación 2.61, para obtener la curvatura del actuador se utilizó la Ecuación 2.62.

$$y = a \cdot x^4 + b \cdot x^3 + c \cdot x^2 + d \cdot x + e \tag{2.61}$$

$$k = \frac{\frac{d^2y}{dx^2}}{\left(1 + \left(\frac{dy}{dx}\right)^2\right)^{\frac{-3}{2}}} \tag{2.62}$$

Como última metodología para determinar la curvatura del actuador se recurre al método gráfico, donde se trazan rectas tangentes en tres tramos (inicio, medio, fin) de la posición del actuador para luego encontrar la intersección de las rectas normales a esas tangentes.

En base a la curvatura calculada con las metodologías antes descritas, se calcula α_1 de la Ecuación 2.59 para cada estado del actuador y a partir de los valores obtenidos de α_1 para el estado energizado (Ecuación 2.63) y desenergizado (Ecuación 2.64) se calcula el coeficiente de expansión térmica y la temperatura.

$$\alpha_{m1} = \alpha \cdot T_1 \tag{2.63}$$

$$\alpha_{m1} = \alpha \cdot T_2 \tag{2.64}$$

Para resolver el sistema de ecuaciones 2.63 y 2.64 se propone un valor de temperatura de manera arbitraria (273,15 K equivalente a cero grado celcius) calculando el coeficiente de expansión térmica en la ecuación 2.63. El mismo se sustituye en la ecuación 2.64 obteniendo la temperatura T_2 .

Los parámetros del modelo termoelástico del actuador (α , $T_{1\pm T}$ y $T_{2\pm T}$) obtenidos se emplean en la incorporación del actuador al módulo fluídico antes descrito para simular el dispositivo completo. Para ajustar los parámetros que mejor representan los actuadores se comparan las posiciones del actuador modelado numéricamente con las posiciones energizadas y denegizadas de los actuadores experimentales.

Para las experiencias 1 y 2, el actuador se discretiza utilizando una malla estructurada de 1206 elementos tetraédricos, con cuatro elementos en el espesor, una calidad mínima de malla de 0,0635 y una relación volumen-elemento de 0,48. En la Figura 2.49 se presenta la malla del actuador.

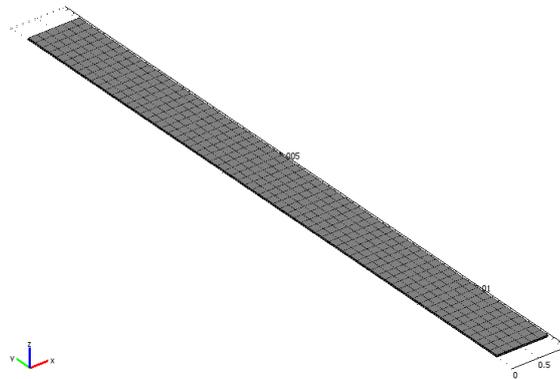


Figura 2.49: Mallado del actuador Kapton PPy

La temperatura en el material esta modelada por la Ecuación 2.48 y la condiciones de borde se presenta en las expresión que simulan la diferencia de potencial aplicada a las caras externas del PPy.

$$-\nabla \cdot (k\nabla T) = 0 \tag{2.65}$$

$$T_{PPy\ ext} = temp \tag{2.66}$$

$$T_{PPy\ int} = temp \tag{2.67}$$

Las tensiones generadas en el material activo están relacionadas con el campo térmico como se observa en la 2.68

$$\sigma_{ij} = D \cdot (\epsilon_{ij} - \delta_{ij}\alpha_{ij}(T - T_{ref})) \tag{2.68}$$

Empleando el coeficiente de deformación térmico (α) obtenido a partir de la resolución del sistema de ecuaciones 2.63 y 2.64. Mecánicamente el actuador esta empotrado en uno de sus extremos.

Empleando el modelo termoelástico antes descrito se simula el comportamiento del actuador cuando se encuentra pegado al diafragma, se calculan los desplazamientos del diafragma variando el espesor del mismo para las temperaturas iniciales y finales.

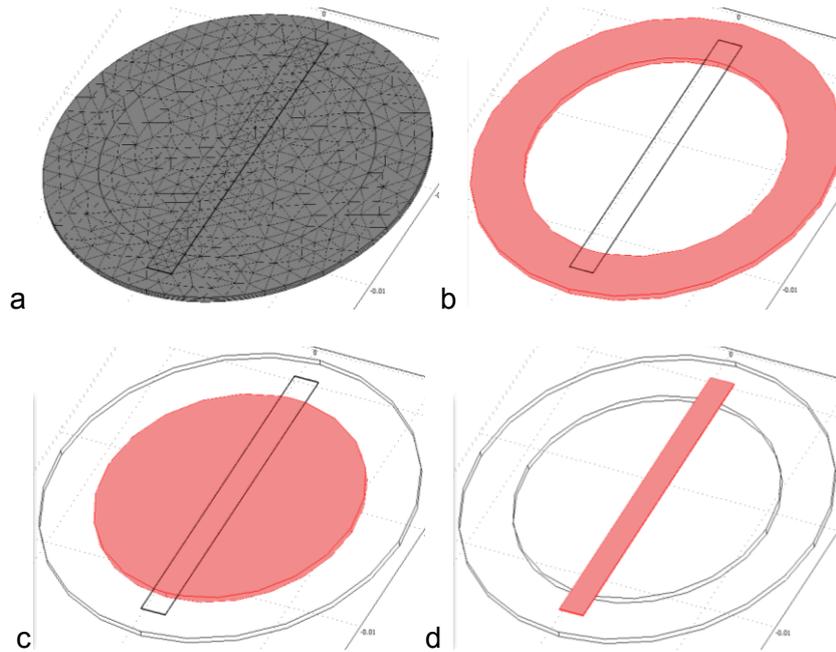


Figura 2.50: Mallado del diafragma y el actuador Kapton-Au-PPy

En la Figura 2.50 se presenta la malla del diafragma-actuador y los dominios en los cuales se discretizó el espacio. En la Tabla 2.26 se presentan las características y los elementos empleados en un diafragma de 200 μm de espesor.

Tabla 2.26: Malla de los dominios del diafragma-actuador

Componente	Figura	Elementos	Cantidad	Calidad
Diafragma área fijación	Figura 2.50 b	Prismático	1452	0,12
Diafragma área central	Figura 2.50 c	Prismático	1752	0,11
Actuador	Figura 2.50 d	Prismático	972	0,0058

En la Figura 2.51 se presenta la fijación del diafragma a la base (corona circular) y el actuador está pegado sobre la corona circular en sus extremos y sobre la parte central.

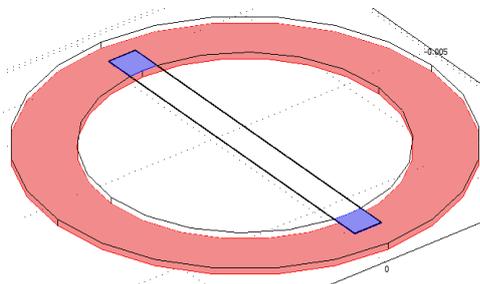


Figura 2.51: Fijaciones del actuador al diafragma y del diafragma a la base

Con este modelo se analiza el desplazamiento del diafragma en función del espesor por efectos del actuador, permite medir los desplazamientos que se logran cuando el diafragma está fijado a una estructura.

Dispositivo completo

El modelo del dispositivo completo se superponen los efectos de la interacción fluido estructura con el efecto que ocasiona la actuación del polímero activo.

Este modelo integra los modelos presentados anteriormente para determinar el comportamiento del humor acuoso se resolvió la ecuación de Stoke para un fluido newtoniano e incomprensible, se utilizó una malla móvil para redefinir el canal de paso cuando la válvula es actuada termoelásticamente.

Tabla 2.27: Sistema de ecuaciones dispositivo completo

Campo	Ecuación	Parámetros	Variables dependientes
Térmico	$-\nabla \cdot (k\nabla T) = 0$	K=400,	T
Elástico	$-\nabla \cdot \sigma = 0$ Material es modelado como un material Isotrópico lineal, Grandes deformaciones	Actuador PPy: E= 0.4e9 Pa Coef. Poisson = 0.33 Coeficiente expansión térmico= 3.35e-5 (1/K) Kapton E= 2.8e9 Pa Coef. Poisson = 0.38 Diafragma elastómero. E= 1.64e6 Pa Coef. Poisson = 0.499 Formulación mixta U-P (material próximo incomprensible)	Actuador u,v,w Elastómero: u,v,w, p
Fluido	$-\nabla \cdot [-pI + \eta(\nabla u + (\nabla u)^T)] = F$ $\nabla \cdot u = 0$	$\eta = 1e - 3 Pa.s$	u2, v2, w2, p2

El acoplamiento entre dominio liquido con el diafragma se realiza utilizando una malla móvil. El desplazamiento del techo de la cámara se da por efecto de la presión del líquido sobre el diafragma (Ecuaciones 2.69) y por efecto del actuador sobre el mismo.

$$F_x = -T_{x_mmglf} * dvol_ale / dvol$$

$$F_y = -T_{y_mmglf} * dvol_ale / dvol \tag{2.69}$$

$$F_z = -T_{z_mmglf} * dvol_ale / dvol$$

Y por el desplazamiento que produce la deformación térmica del actuador. El desplazamiento de los nodos de la malla en la interfase fluido- diafragma estan dados por el desplazamiento del diafragma (Ecuación 2.70)

$$dx= u$$

$$dy= v$$

$$dz= w$$

2.70

El método de suavizado se realiza aplicando la ecuación de Laplace, donde las x, y, z corresponden a las coordenadas deformadas y X, Y, Z a las de referencia (Ecuación 2.71).

$$\frac{\partial^2 x}{\partial X^2} + \frac{\partial^2 y}{\partial Y^2} + \frac{\partial^2 z}{\partial Z^2} = 0 \quad 2.71$$

En la Figura 2.52 se presenta el mallado de los distintos componentes de la válvula a) cámara $6 \times 10000 \mu\text{m}$; b) canales de entrada/salida $400 \times 400 \times 400 \mu\text{m}$; c) Corona externa del diafragma diámetro externo $14000 \mu\text{m}$, interno $10000 \mu\text{m}$; d) parte central del diafragma diámetro $10000 \mu\text{m}$ y e) actuador $31 \times 1000 \times 12000 \mu\text{m}$.

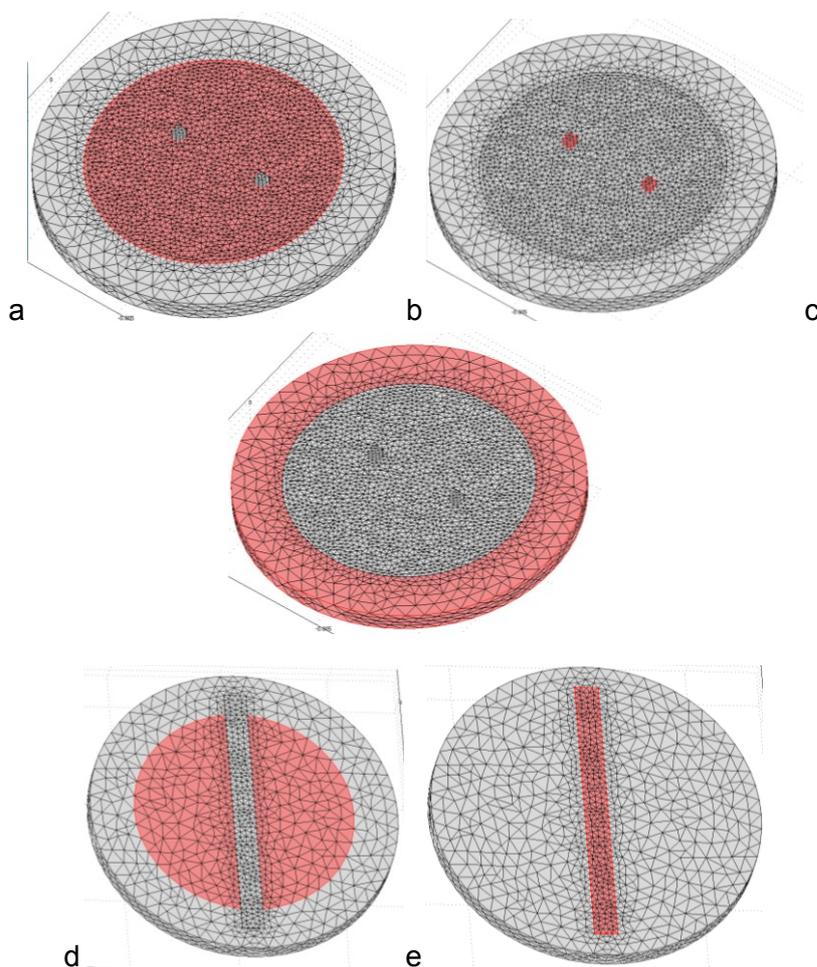


Figura 2.52: Mallado de los componentes de la válvula PMDS-Kapton-Au-PPy(DBS)

Tabla 2.28: Características del mallado del dispositivo

Componente	Figura	Elementos	Cantidad	Calidad mínima
Cámara	Figura 2.52 a	prismáticos	7380	0,0140
Canales de entrada/salida	Figura 2.52 b	prismáticos	64	0,7529
Diafragma	Figura 2.52 c y d	tetraédricos	27594 (central) 8575 (corona)	0,0057 (central) 0,0049(corona)
Kapton-Au-PPy	Figura 2.52 e	prismáticos	1936	0,0155

Para una válvula con un diafragma de 800 μm de espesor el número de grados de libertad del problema es de 488108. Con este modelo se simula el comportamiento de la válvula cuando se energiza el actuador, observando los cambios de caudal.

Método de resolución

Se resuelve el problema en estado estacionario de forma segregada en el siguiente orden de manera iterativa:

1. Ecuación de transferencia de calor por conducción con lo cual se obtiene un gradiente de temperatura en el actuador.
2. Ecuación del problema elástico, introduciendo deformaciones por efectos del gradiente de temperatura obtenido en el paso 1.
3. Desplazamiento de la malla móvil (ALE) considerando el desplazamiento del diafragma.
4. Ecuación de Stokes para el fluido contemplando la nueva geometría,

A partir de la segunda iteración cuando se resuelva el problema elástico del actuador-diafragma se consideraran la presión que ejerce el fluido sobre el diafragma.

El proceso de iteración en la resolución del problema acoplado se detiene cuando se alcanzan los errores que se presentan en la siguiente:

Tabla 2.29: Grupos y variables en el metodo de resolución segregado

Grupos	Variable	Tolerancia	Solver
1	T	1e-3	Direct (Spooles)
2	u, v, w, p		
3	x, y, z, lm5, lm6, lm7		
4	u2, v2, w2, p2		

Simulación y cálculos

a. Módulo fluido, diafragma y actuador.

Mediante la técnica de elementos finitos y reproduciendo la metodología utilizada en el diseño 1 se analiza el comportamiento del dispositivo analizando de forma independiente el fluido de la estructura, y como estos parámetros afectan a la resistencia hidráulica del dispositivo.

Se determina como cambia la resistencia hidráulica del dispositivo con los cambios en la altura de la cámara, en la Figura 2.53 se presenta las líneas de flujo y en cortes la velocidad del fluido para un módulo de 50µm de espesor.

Cuando la diferencia de presión es de 800 Pa la velocidad máxima en la cámara es de 0,104 m/s, observándose que la velocidad máxima de salida se da en el canal central con velocidades en el rango de 0,05 a 0,03 m/s.

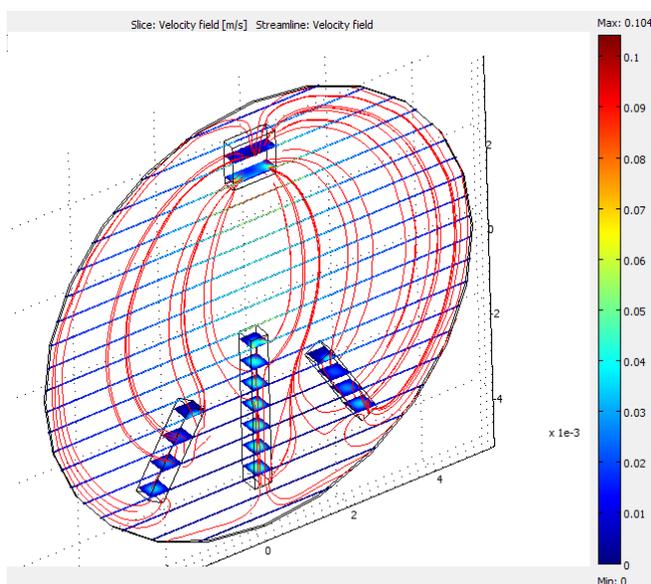


Figura 2.53: Simulación del módulo hidráulico para una cámara de 50 um de altura.

En la Tabla 2.30 se presentan los resultados de la simulación, obteniendo los caudales que circulan por el dispositivo cuando la diferencia de presión es de 800Pa (6mmHg) entre la entrada y la salida.

Tabla 2.30: Resistencia módulo hidráulico vs altura de la cámara

Altura Cámara [µm]	Área de paso [m ²]	R=(Pi-Po)/qi [mmhg/µl/min]	Desvío estándar
3	3e-8	3,02E+01	5,10E+00
5	5e-8	8,23E+00	3,01E-01
7	7e-8	2,98E+00	1,34E-01
10	1e-7	1,03E+00	5,25E-02
50	5e-7	8,71E-03	2,39E-04
100	1e-6	1,18E-03	2,07E-05

Se observa que para cámaras circulares de altura constante, para obtener un caudal en el rango fisiológico de 2 a 5 $\mu\text{l}/\text{min}$ la altura de la misma debe estar en el rango de los 7 y 10 μm .

Para conocer los desplazamientos de cada punto del diafragma, se simula el mismo con una presión uniformemente distribuida de 800 Pa en toda la superficie, en la Figura 2.54 se presenta el desplazamiento del diafragma obteniéndose una función polinómica de cuarto orden que permite el cálculo del área de paso del fluido sobre el canal de ingreso.

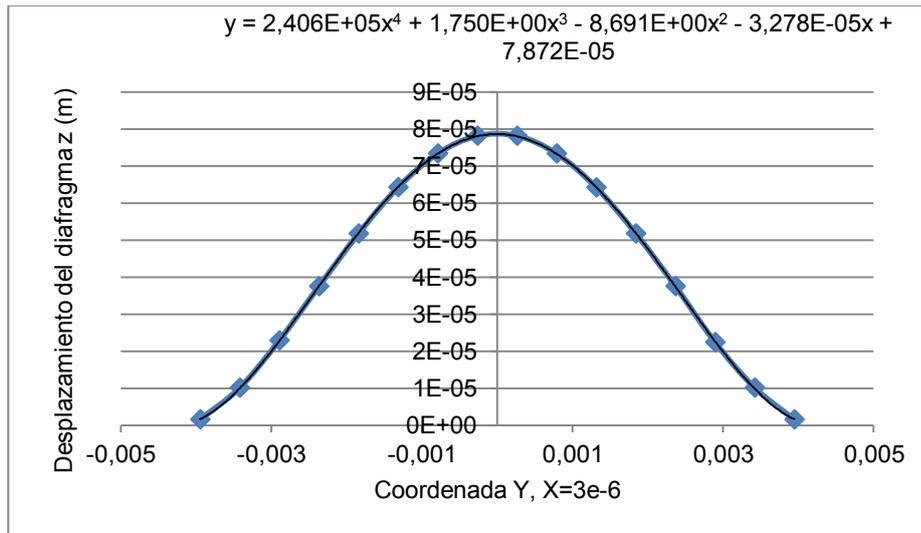


Figura 2.54: Desplazamiento del diafragma de 800 μm sobre el canal de ingreso

En la Tabla 2.31, se observa el desplazamiento de diafragmas de distintos espesores y el área de paso.

Tabla 2.31: Desplazamientos del diafragma vs el espesor

Espesor [μm]	Desp. Máx (μm)	Área de paso (m^2)
100	1038	3,65E-06
150	905	3,04E-06
200	815	2,58E-06
400	568	1,36E-06
800	165	3,57E-07
1000	91	2,09E-07
1200	57	1,38E-07
1400	39	1,00E-07
1600	28.5	7,76E-08

Otro de los aspectos importantes es determinar las tensiones internas (Tensión de Von Mises) en el diafragma cuando está sometida la base a una presión de 6mmHg (800Pa). El conocer los valores de las tensiones internas permite determinar el/los puntos de trabajo en la curva de tensión-deformación. En la Tabla 2.32 se presentan las tensiones de Von Mises mínimas y máximas en función del espesor del diafragma.

Tabla 2.32: Tensión de Von Misses vs espesores [Pa]

Espesor	Tensión Von Misses [Pa]	
	Mínima	Máxima
100	2346	3,17E5
150	5479	3,07E5
200	5826	2,63E5
400	526	1,74E5
800	92	7,36E4
1000	41	5,18E4
1200	734	3,93E4
1400	1155	3,12E4
1600	1374	2,57E4

Las tensiones obtenidas para todos los diafragmas se encuentran contenidas en la región donde el material se comporta como un material lineal elástico (<40% de deformación) según los datos experimentales obtenidos por [Johnston et al. \(2014\)](#)

Considerando las áreas de paso obtenidas en el estudio de la cámara y las áreas de paso que se producen por efecto de la presión sobre el diafragma, se puede observar en la Figura 2.55 que cuando el diafragma tiene un espesor en el rango de 1400 a 1600 μm se obtienen áreas de paso que permiten obtener caudales en el rango fisiológico cuando la diferencia de presión es de 800 Pa.

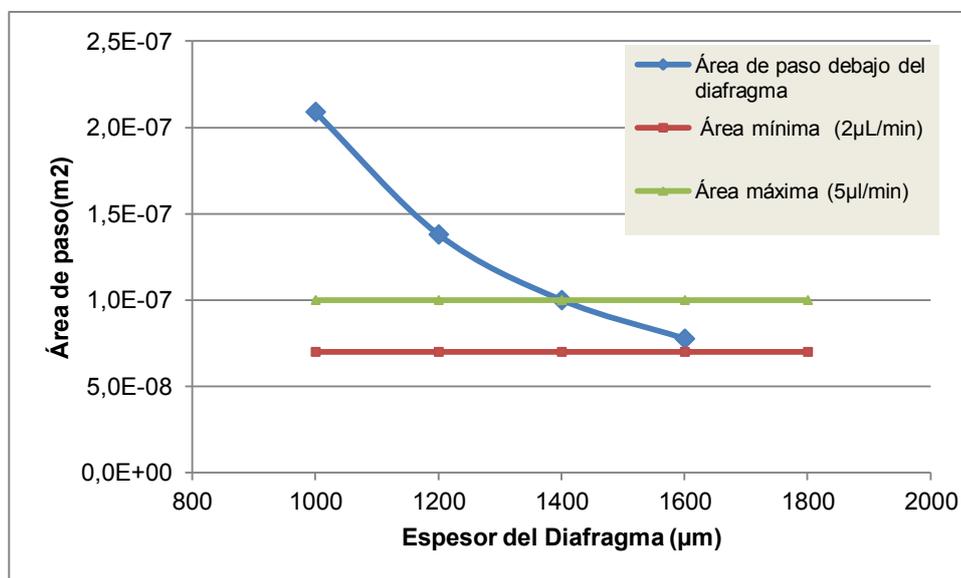


Figura 2.55: Área de paso del fluido vs espesores de diafragma

b. Actuador de Kapton-Au-PPy

Para modelar el comportamiento del actuador en elementos finitos (cuando esta energizado y desenergizado) se calcula el coeficiente de expansión térmico y la temperatura de inicio y fin. Los pasos para obtener estos parámetros son:

1. Obtener el radio de curvatura del actuador para la posición inicial y final (Energizado y desenergizado) empleando los tres métodos descritos en la subsección Modelo: b actuador de Kapton-Au-PPy.
2. Se calculan los valores α_{m1} empleando la ecuación de Timoshenko.
3. Con los valores de α_{m1} para el estado inicial y final se obtiene el coeficiente de expansión térmico y la temperatura final.

Los radios de curvatura de dos actuadores fabricados en la experiencia 1 y 2 (capítulo 4) se presentan en la Tabla 2.33, los cálculos realizados se detallan en el ANEXO 7.4.

Tabla 2.33: Radios de curvatura de los actuadores con las tres metodologías utilizadas.

Experiencia	Voltaje	Metodología 1	Metodología 2		Metodología 3	
		R [mm]	R max [mm]	R min [mm]	R1 [mm]	R2 [mm]
1	0 V	17,11	17,4	3,4	18,5	11,8
	-1,75 V	57,03	29,9	21,8	34,1	25,8
2	1 V	11,60	5,9	2,1	8,8	7,6
	-1,12 V	66,17	6,0	0,7	21,5	11,7

En base a los parámetros físicos de los actuadores (espesores de materiales y módulos de Young), los radios de curvatura obtenidos con el método gráfico (metodología 3 de la Tabla 2.33), se calculan los coeficientes α_{m1} de las posiciones iniciales y finales de la experiencia 1 empleando la ecuación 2.59 (Ecuación Timoshenko) en la Tabla 2.34 se presentan los resultados.

Tabla 2.34: Coeficientes α_{m1} inicial y final de la experiencia 1

Estado	Radio Curvatura		α_{m1} calculada
	Valores	Medido [mm]	
Inicial	Min	11,8	0,0112
	Max	18,5	0,0071
	Promedio	15,1	0,0087
Final	Min	25,8	0,0051
	Máximo	34,1	0,0039
	Promedio	29,9	0,0044

En la experiencia 1 el coeficiente α_{m1} inicial es $9,00 \pm 2,07E-3$ y α_{m1} final es $4,47 \pm 0,60E-3$. En base a los coeficientes obtenidos se calcula el coeficiente de expansión térmico del actuador utilizando el sistema de ecuaciones (2.63 y 2.64) suponiendo que para la posición inicial la temperatura es de 273,15 K (T_1).

En la Tabla 2.35 se presentan las expresiones utilizadas para el cálculo del coeficiente de expansión térmico (α) considerando los coeficientes (α_{m1}) para sus valores máximo, mínimo y promedio de la posición inicial, empleando la Ecuación 2.63.

Tabla 2.35: Coeficiente expansión térmico alfa, experiencia 1

Expresión calculo (α)	α max = $\alpha_{m1}(\text{inicial})_{\text{max}} / T1$	A prom = $\alpha_{m1}(\text{inicial})_{\text{prom}} / T1$	α min = $\alpha_{m1}(\text{inicial})_{\text{min}} / T1$	Promedio	Desvío
Coef. Exp. Térmico (α)	4,10E-05	3,19E-05	2,60E-05	3,29E-05	7,57E-06

En base a los resultados obtenidos en la Tabla 2.35 y al coeficiente $\alpha_{m1}(\text{final})$, se calcula el rango de temperaturas de la posición final utilizando la Ecuación 2.64, en la Tabla 2.36 se presenta el rango de temperaturas finales.

Tabla 2.36: Temperatura final T_2 , experiencia 1

Expresión calculo (T_2)	$T_{2\text{min}} = \alpha_{m1}(\text{final})_{\text{min}} / \alpha_{\text{max}}$	$T_{2\text{prom}} = \alpha_{m1}(\text{final})_{\text{prom}} / \alpha_{\text{prom}}$	$T_{2\text{max}} = \alpha_{m1}(\text{final})_{\text{max}} / \alpha_{\text{min}}$	Promedio	Desvío
Temperatura Final (T_2)	95,11	138,14	196,21	143,16	50,73

Se asume que el coeficiente de expansión es el valor promedio $32,9\text{E-}6$ y se recalcula el rango de temperaturas iniciales ($273,15 \pm 86,54$ K) y finales ($143,16 \pm 50,73$ K).

Para el actuador de la experiencia 2, se repite el procedimiento empleado en la experiencia 1, obteniendo $\alpha_{m1}(\text{inicial})$ y $\alpha_{m1}(\text{final})$ a partir de las características del actuador (espesores, módulo young de los materiales) y los radios de curvatura obtenidos con el método gráfico.

Tabla 2.37: Coeficientes α_{m1} inicial y final de la experiencia 2

Estado	Radio Curvatura		α_{m1} calculada
	Valores	Medido [mm]	
Inicial	Min	11,7	0,0048
	Max	21,5	0,0026
	Promedio	16,60	3,70E-3
Final	Min	7,6	0,0074
	Máximo	8,8	0,0064
	Promedio	8,20	6,90E-3

En la experiencia 2 el coeficiente α_{m1} inicial es $3,70 \pm 1,56\text{E-}3$ y α_{m1} final es $6,90 \pm 0,70\text{E-}3$. En base a los coeficientes obtenidos se calcula el coeficiente de expansión térmico del actuador utilizando la Ecuación 2.63 para una temperatura de $273,15$ K (T_1).

Tabla 2.38: Coeficiente expansión térmico alfa, experiencia 2

Expresión calculo (α)	α max = $\alpha_{m1}(\text{inicial})_{\text{max}} / T1$	α min = $\alpha_{m1}(\text{inicial})_{\text{min}} / T1$	Promedio	Desvío
Coef. Exp. Térmico (α)	1,76E-05	9,52E-06	1,35E-05	5,70E-06

En base a los resultados obtenidos en la Tabla 2.38 y al coeficiente $\alpha_{m1}(\text{final})$, se calcula el rango de temperaturas de la posición final utilizando la Ecuación 2.64, en la Tabla 2.39 se presenta el rango de temperaturas finales.

Tabla 2.39: Temperatura final T_2 , experiencia 2

Expresión calculo (T_2)	$T_{2min} = \alpha_{m1}(\text{final})_{min} / \alpha_{max}$	$T_{2max} = \alpha_{m1}(\text{final})_{max} / \alpha_{min}$	Promedio	Desvío
Temperatura Final (T_2)	364,20	777,43	570,81	292,20

Asumiendo un coeficiente de expansión térmico promedio de $1,35E-5$ la temperatura inicial es de $273,15 \pm 114,84$ K y la final de $570,81 \pm 292,20$ K.

Simulación del actuador Kapton-PPy, empleando un modelo termoelástico

En Figura 2.56, se presenta el actuador Kapton-PPy de la experiencia 1. El mismo esta modelizado como un material termoelástico y presenta una fijación en la cara XZ (empotrada en un extremo), para una temperatura de 211 K el desplazamiento del extremo es de 4,19 mm.

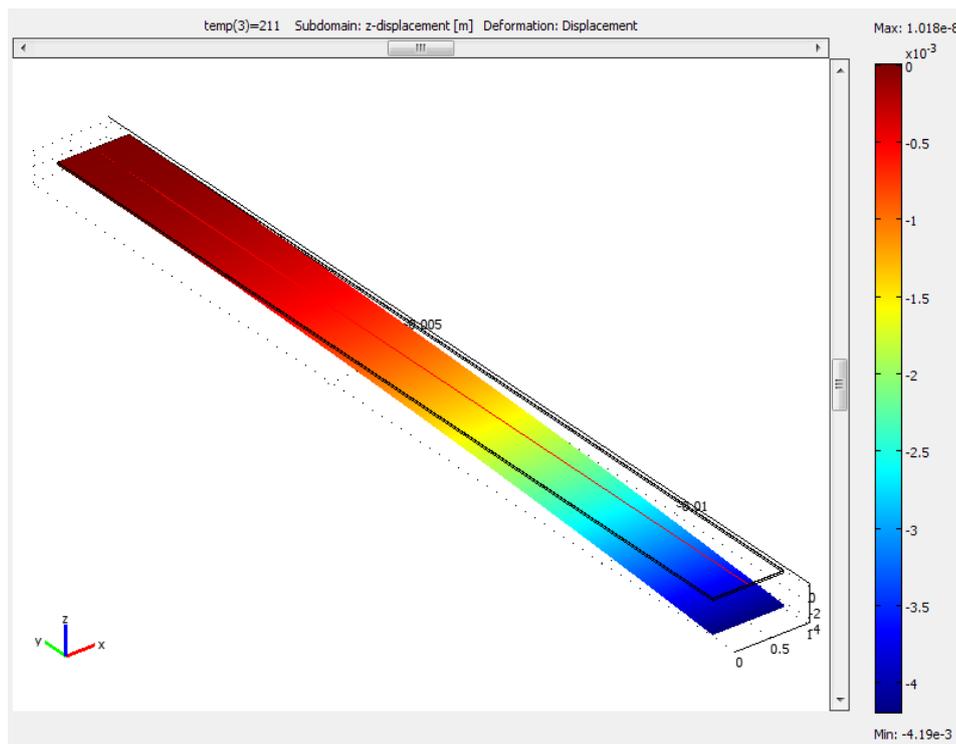


Figura 2.56: Actuador Kapton-PPy de la experiencia 1, modelizado como un material termoelásticos

En la Figura 2.57 se comparan las posiciones del actuador de Kapton-PPy de la posición inicial de la experiencia 1 con las obtenidas con la simulación del modelo termoelástico empleando el coeficiente de expansión térmica $32,9E-6$ y las temperaturas 211, 273, 334 K ($273,15 \pm 86,54$ K).

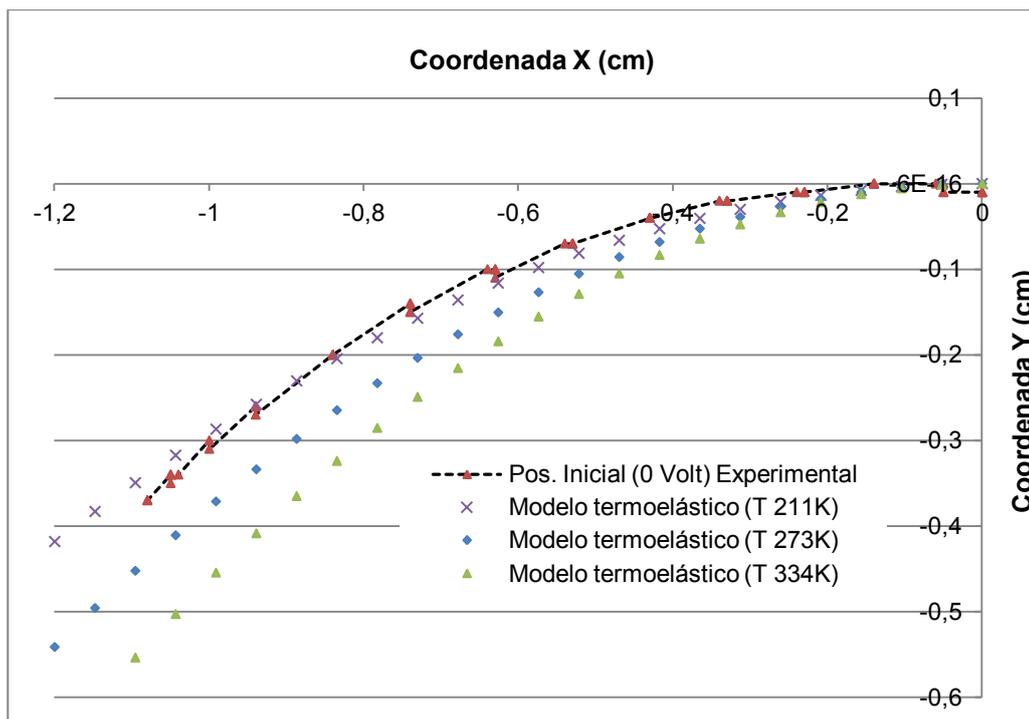


Figura 2.57: Posición inicial actuador Kapton-PPy vs modelo termoelástico, experiencia 1.

Como se observa en la Figura 2.57 los resultados obtenidos con el modelo termoelástico se aproximan más a la posición del actuador en el estado inicial de la experiencia 1 cuando la temperatura es $T_1=211K$. En el ANEXO 7.5 se presentan las comparaciones para la posición final de la experiencia 1 y las posiciones iniciales y finales de la experiencia 2. Las mejores aproximaciones del modelo termoelástico con los datos experimentales se logran empleando los parámetros que se presentan en la Tabla 2.40.

Tabla 2.40: Coeficientes de expansión y temperaturas para el modelo termoelástico de los actuadores.

Experiencia	Coeficiente expansión térmica. (1/K)	Posición	Temperatura (K)
1	32,9E-6	Inicial	211
		Final	145
2	13,5E-6	Inicial	354
		Final	90

De acuerdo al diseño de la válvula, el actuador está fijo en ambos extremos, para simular el comportamiento del actuador doblemente empotrado se utilizan los parámetros antes mencionados. En la Figura 2.58 se emplean los parámetros de la experiencia 1, con el actuador doblemente empotrado, para una temperatura de 211K el desplazamiento máximo (aristas del actuador) es de $42,2 \mu m$.

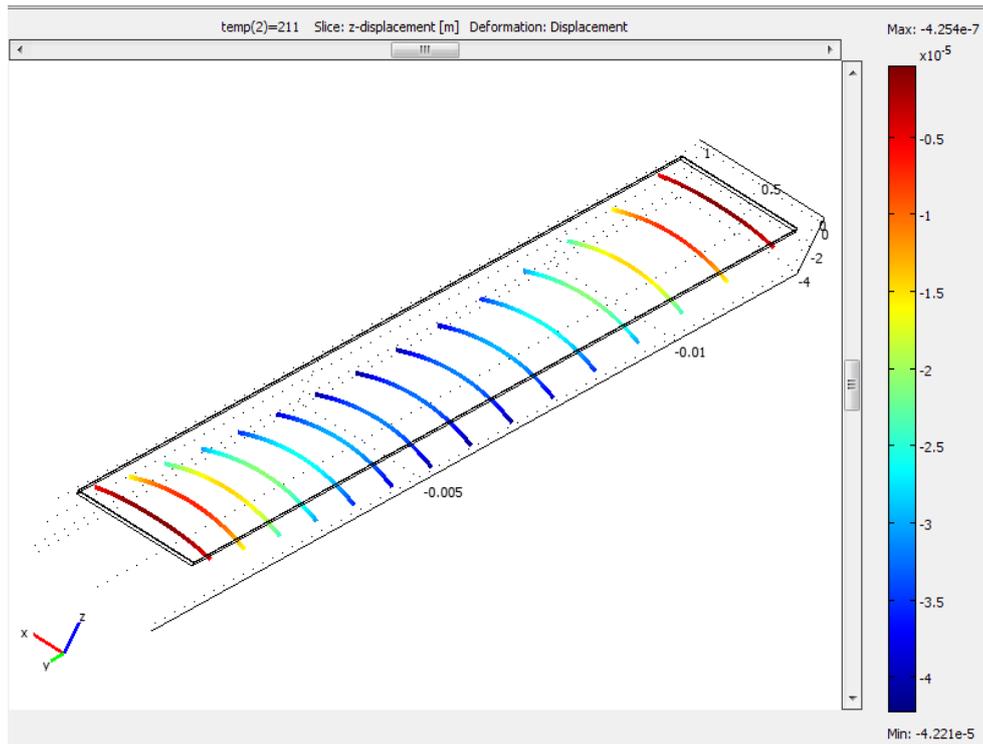


Figura 2.58: Actuador experiencia 1, doblemente empotrado.

Empleando los parámetros obtenidos para el actuador de la experiencia 1, los desplazamientos máximos en la línea media del actuador serian de 14,6 y 32,3 μm en el centro del diafragma, cuando las temperaturas son 145 y 211 K respectivamente como se observa en la Figura 2.59.

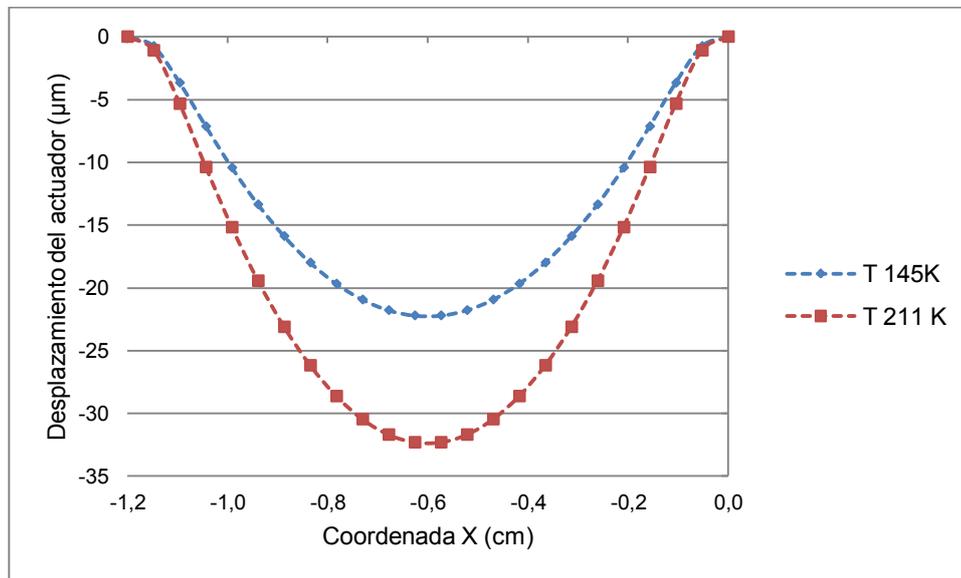


Figura 2.59: Desplazamiento del actuador doblemente empotrado, experiencia 1 (temp=145, 211K).

En la Figura 2.60, se presenta el actuador de la experiencia 2, cuando la temperatura es de 90 K, el desplazamiento máximo de los bordes del actuador es de 19,6 μm .

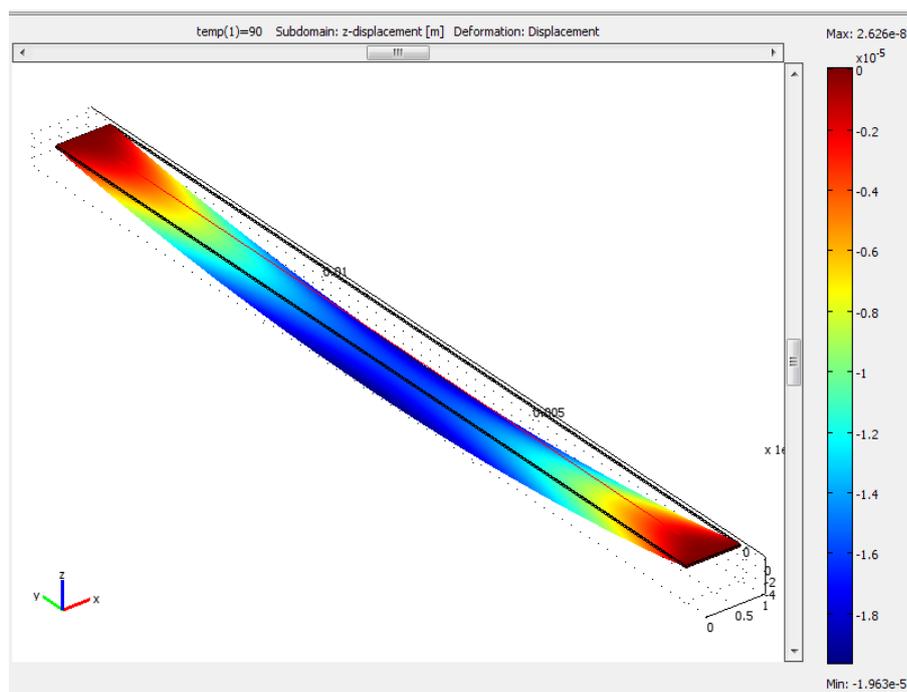


Figura 2.60: Actuador doblemente empotrado, experiencia 2.

Empleando los parámetros obtenidos para el actuador de la experiencia 2, los desplazamientos máximos en la línea media del actuador serian de 15,9 y 62,8 μm en el centro del diafragma, cuando las temperaturas son 145 y 211 K respectivamente como se observa en la Figura 2.61.

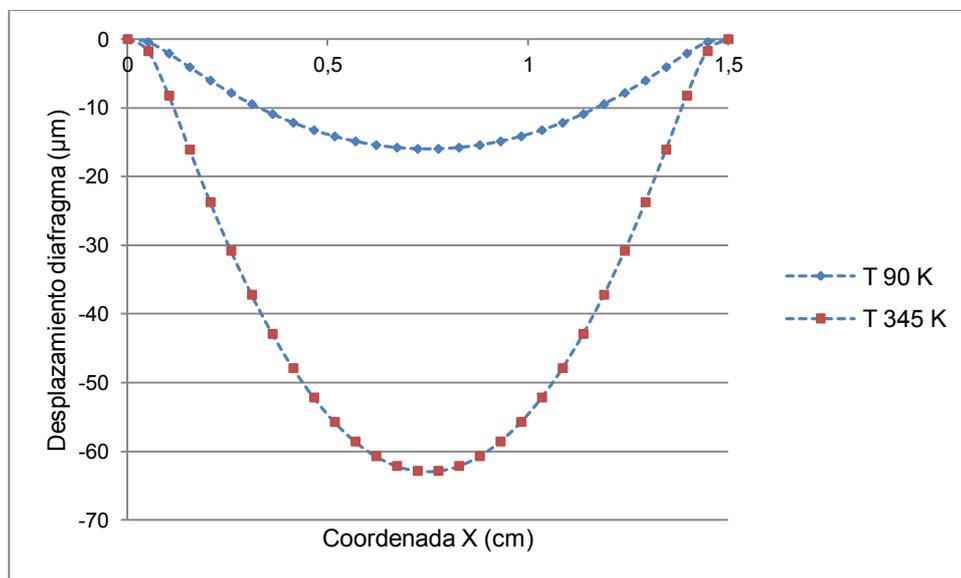


Figura 2.61: Desplazamiento del actuador doblemente empotrado, experiencia 2 (Temp=90,345K).

Desplazamientos del diafragma por efecto del actuador

En este apartado se presenta la simulación del comportamiento del diafragma cuando el actuador se desplaza. Se simula el desplazamiento del diafragma empleando los parámetros del modelo termoelástico obtenidos en las experiencias 1 y 2.

En la Tabla 2.41 se presentan los desplazamientos máximos y mínimos en la línea central $z=1E-6$, $y=6E-3$.

Tabla 2.41: Desplazamientos máximos y mínimos en la línea central del diafragma

Temperatura [K]	Experiencia 1				Experiencia 2			
	145		211		90		345	
Espesor Diafragma [μm]	Desp. Min [μm]	Desp. Max [μm]	Desp. Min [μm]	Desp. Max [μm]	Desp. Min [μm]	Desp. Max [μm]	Desp. Min [μm]	Desp. Max [μm]
200	-2,47	6,60	-3,59	9,61	-0,62	1,65	-2,36	6,33
400	-0,39	3,18	-0,57	4,62	-0,10	0,80	-0,37	3,05
600	-0,12	1,69	-0,18	2,45	-0,03	0,42	-0,12	1,61
800	-0,05	1,08	-0,07	1,56	-0,01	0,27	-0,05	1,03

En Figura 2.62 se presenta el desplazamiento del diafragma por efecto del actuador, en la Figura 2.63 se observa el desplazamiento de diafragma de 10mm de diámetro con una espesor de $200\mu\text{m}$ alcanza desplazamientos debajo del actuador próximos a $10\mu\text{m}$.

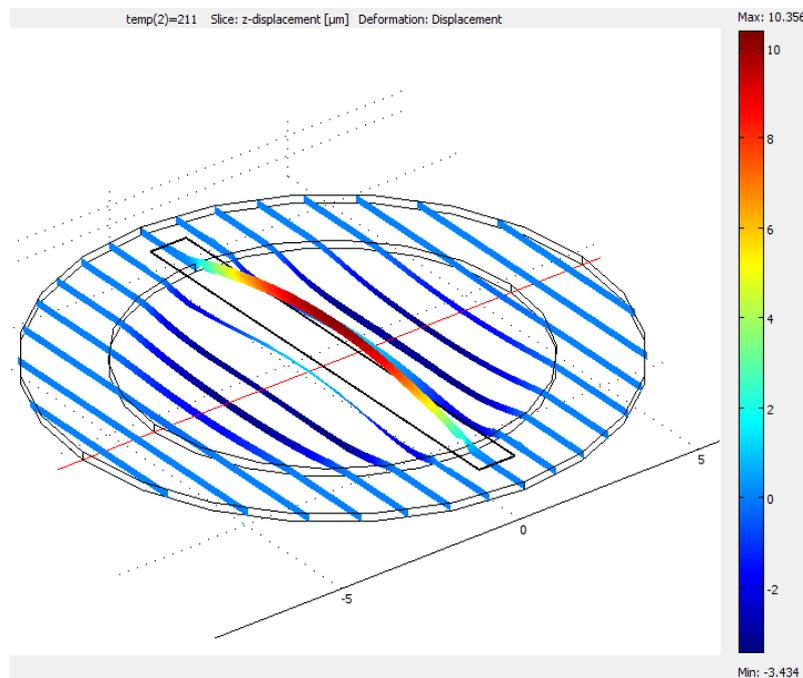


Figura 2.62: Desplazamiento del diafragma por efectos de actuador

Cuando el espesor del diafragma es de $800\mu\text{m}$ los desplazamientos por efecto del actuador no superan las $2\mu\text{m}$.

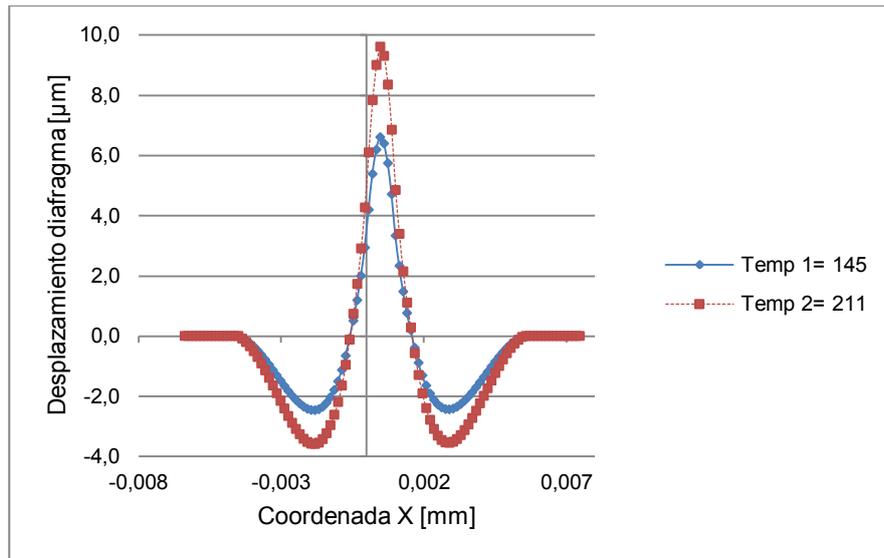
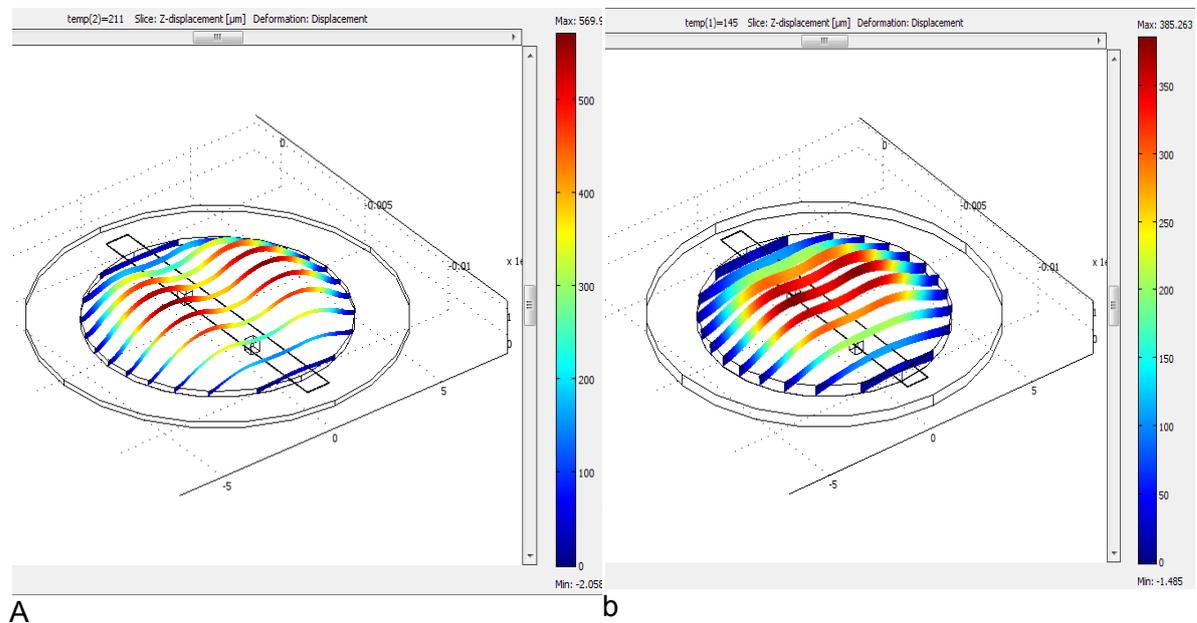


Figura 2.63: Desplazamiento en la línea media del diafragma de 200 μm

Simulación del dispositivo completo

En la Figura 2.64 se presenta la simulación del dispositivo para distintos espesores del diafragma (a) espesor diafragma 200 μm , b) espesor diafragma 400 μm , c) espesor diafragma 600 μm , d) espesor diafragma 800 μm) observándose el desplazamiento máximo por efectos de la presión del humor acuoso cuando la presión de entrada es de $P_{in}=2000\text{ Pa}$ y la de salida de $P_{out}=1200\text{ Pa}$.



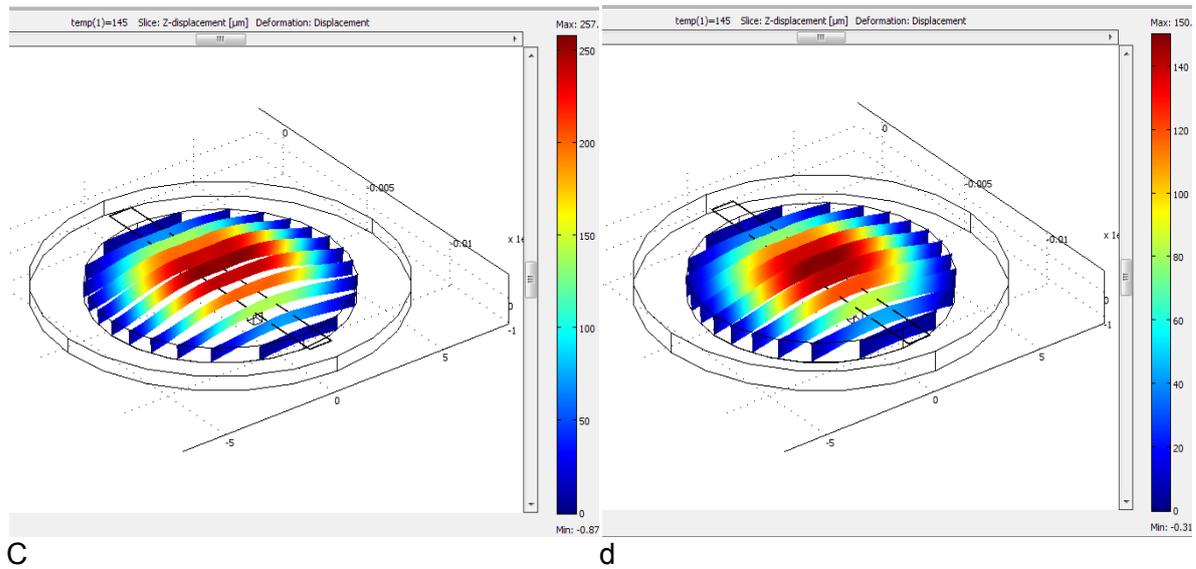


Figura 2.64: Dispositivo con distintos espesores de diafragma.

En la Figura 2.65 se presenta la variación del error en la resolución de las distintas ecuaciones campo térmico (Group 1), sólido (Group 2), malla móvil (Group 3) y el fluido (Group 4).

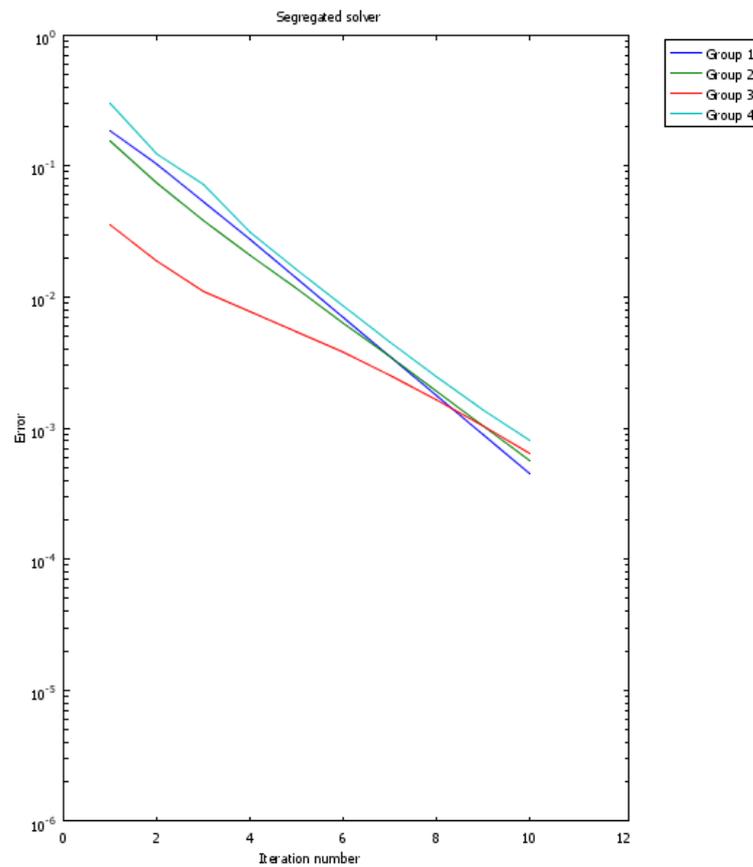


Figura 2.65: Error vs interacciones en la resolución del dispositivo con un diafragma de 200µm.

En la Tabla 2.42 se presenta como varía la resistencia hidráulica del dispositivo cuando se modifica el espesor del diafragma cuando el actuador está apagado y la presión de entrada es de 2000 Pa y la de salida de 1200 Pa.

Tabla 2.42: Resistencia hidráulica para espesores de diafragma

Espesor [μm]	Caudal entrada [μL/min]	Caudal salida [μL/min]	Caudal promedio [μL/min]	Desvío Standard	Resistencia Hidráulica (Pa.min/μL)
200	2,30E+04	1,78E+04	2,04E+04	3,68E+03	2,95E-04
400	1,91E+04	1,45E+04	1,68E+04	3,26E+03	3,57E-04
600	1,00E+04	9,03E+03	9,52E+03	7,02E+02	6,30E-04
800	4,07E+03	4,02E+03	4,04E+03	3,56E+01	1,48E-03

En la Figura 2.66 se presenta la relación presión de entrada con el caudal para una válvula de 800 μm de espesor, con el actuador inactivo y la presión de salida es de 9 mmHg (1200 Pa).

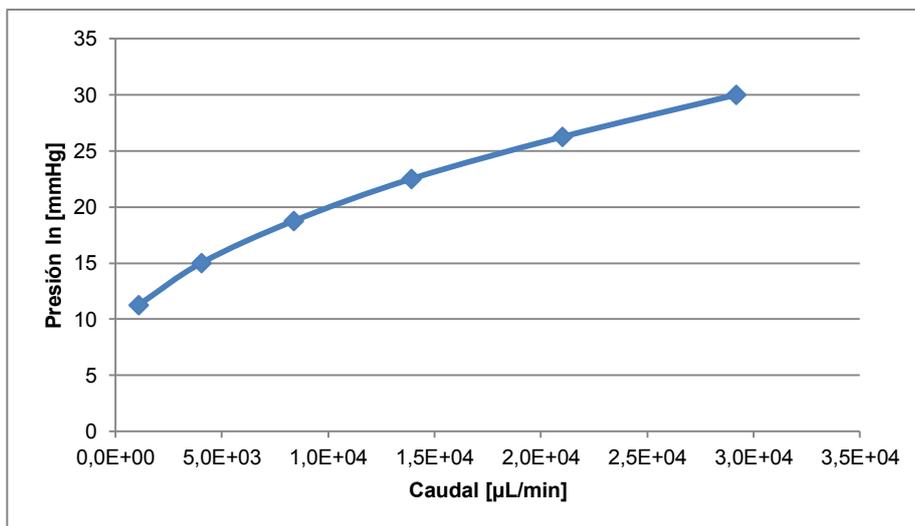


Figura 2.66: Relación presión caudal para un dispositivo de de 800 μm de espesor

Se presenta como varía el caudal cuando el actuador está desactivo en las siguientes Tablas, cuando está en la posición 1 (Temperatura 145K) y la posición 2 (Temperatura 211K).

Tabla 2.43: Variación del caudal por efectos del actuador en un diafragma de 200 μm

	desactivado actuador	Temp 145	Temp 211
Desplazamiento máximo del diafragma	568,77	569,64	569,95
Caudal entrada [μL/min]	2,30E+04	2,31E+04	2,32E+04
Caudal salida [μL/min]	1,78E+04	1,81E+04	1,82E+04
Promedio	2,04E+04	2,06E+04	2,07E+04
Desvío	3,67E+03	3,58E+03	3,53E+03
% variación del caudal con respecto al actuador desactivado	0,0%	1,1%	1,5%

Tabla 2.44: Variación del caudal por efectos del actuador en un diafragma de 400 μm

	desactivado actuador	Temp 145	Temp 211
Desplazamiento máximo del diafragma	382,71	385,26	386,38
Caudal entrada [$\mu\text{L}/\text{min}$]	1,91E+04	1,94E+04	1,95E+04
Caudal salida [$\mu\text{L}/\text{min}$]	1,45E+04	1,48E+04	1,49E+04
Promedio	1,68E+04	1,71E+04	1,72E+04
Desvío	3,26E+03	3,27E+03	3,27E+03
% variación del caudal con respecto al actuador desactivado	0,0%	1,8%	2,5%

Tabla 2.45: Variación del caudal por efectos del actuador en un diafragma de 600 μm

	desactivado actuador	Temp 145	Temp 211
Desplazamiento máximo del diafragma	251,43	257,31	259,89
Caudal entrada [$\mu\text{L}/\text{min}$]	1,00E+04	1,06E+04	1,08E+04
Caudal salida [$\mu\text{L}/\text{min}$]	9,04E+03	9,35E+03	9,49E+03
Promedio	9,53E+03	9,96E+03	1,02E+04
Desvío	7,05E+02	8,55E+02	9,35E+02
% variación del caudal con respecto al actuador desactivado	0,0%	4,4%	6,5%

Tabla 2.46: Variación del caudal por efectos del actuador en un diafragma de 800 μm

	desactivado actuador	Temp 145	Temp 211
Desplazamiento máximo del Diafragma	144	150	152
Caudal entrada [m^3/s]	4,07E+03	4,16E+03	4,21E+03
Caudal salida [m^3/s]	4,02E+03	4,20E+03	4,25E+03
Promedio	4,05E+03	4,18E+03	4,23E+03
Desvío	3,56E+01	2,81E+01	2,83E+01
% variación del caudal con respecto al actuador desactivado	0,0%	3,3%	4,4%

Discusión de los resultados

Para las dimensiones del dispositivo propuesto se encuentra que la altura de la cámara debe estar entre 7 y 10 μm para obtener un caudal en el rango de interés 2-5 $\mu\text{L}/\text{min}$ cuando la diferencia de presión entre la entrada y la salida es de 800 Pa.

Cuando el espesor del diafragma esta en el rango de 1400-1600 μm , por efectos del gradiente de presión del fluido se obtienen áreas de paso del fluido equivalentes a las que se obtienen con cámaras de altura constante de 7-10 μm (1,00E-7 a 7,76E-8 m²).

Las tensiones de Von Mises [Pa] son de 3,12E4 y 2,57E4, utilizando los resultados descritos por Johnston (2014) las deformaciones en el material no superan el 40% lo que permite modelizar el elastómero como un modelo isotrópico lineal.

Se modeló el comportamiento de actuadores de Kapton-Au-PPy con un modelo termoelástico equivalente.

A partir de datos experimentales se midieron los radios de curvatura de dos actuadores para dos posiciones diferentes, utilizando el modelo de Timoshenko se calcularon las deformaciones para las distintas posiciones. Los coeficientes de expansión térmica se obtuvieron a partir de resolver un sistema de ecuaciones, los mismos se utilizaron en un modelo termoelástico del actuador que se resolvió empleando elementos finitos para un rango de temperaturas. Para comparar los desplazamientos obtenidos con el modelo de elementos finitos las imágenes de los experimentos se rotaron haciendo coincidir los ejes coordenados.

Considerando los coeficientes de expansión térmica ($\alpha=33,5E-6$) y las temperaturas ($T=145$ y 211) de la experiencia 1 las deformaciones promedios del actuador $0,49$ y $0,71\%$; para el actuador de la experiencia 2 las deformaciones promedios son de $0,12$ a $0,47\%$.

En base a los coeficientes de expansión térmica y las temperaturas se simula el desplazamiento del actuador cuando tiene una doble fijación y está pegado al diafragma. De la experiencia se observa que con el actuador propuesto de 1mm de ancho se pueden obtener desplazamientos de $9,61\ \mu\text{m}$ en diafragmas de $200\ \mu\text{m}$ de espesor y de $1,56\ \mu\text{m}$ en diafragmas de $800\ \mu\text{m}$ de espesor.

Se modeló el dispositivo completo superponiendo los efectos del fluido sobre el diafragma y los desplazamientos que introduce el actuador. La actuación del dispositivo modifica entre el 4 y el 6% el caudal que circula por el dispositivo cuando el diafragma es de $800\ \mu\text{m}$ de espesor.

Las dimensiones del dispositivo como el diámetro del diafragma 10mm y un espesor de $800\ \mu\text{m}$, el ancho del actuador no permite controlar el caudal de humor acuoso, el caudal es de aproximadamente $4000\ \mu\text{l}/\text{min}$.

En próximos diseños para reducir el caudal para la presión de equilibrio de 6mmHg ($800\ \text{Pa}$) será necesario reducir el diámetro del diafragma, aumentar el ancho del actuador.

2.6 Síntesis del capítulo

El primer diseño se basa en una estructura de silicio donde el dispositivo se monta en $1500 \times 600 \times 200\ \mu\text{m}$, Mediante la resoluciones de las ecuaciones Navier Stokes para la geometría de la válvula se encontró que para mantener una diferencia de presión de $6\ \text{mmHg}$ ($800\ \text{Pa}$) entre entrada-salida y un caudal de $2,5\ \mu\text{l}/\text{min}$ la altura de la cámara del módulo microfluídico debería estar entre los 6 y $8\ \mu\text{m}$, lo que permitiría variar el caudal de humor acuoso entre $1,94$ y $4,45\ \mu\text{l}/\text{min}$, Las velocidades máximas en el dispositivo son de $0,22\ \text{m}/\text{s}$ cuando la altura de la cámara es de $30\ \mu\text{m}$.

El diafragma se simuló considerando las propiedades materiales del PVDF-TrFE, determinando que el espesor mínimo del actuador que permite mantener la diferencia de presión de $6\ \text{mmHg}$ sin superar el caudal de $2,5\ \mu\text{l}/\text{min}$ es de $5\ \mu\text{m}$, La energía necesaria para actuar este dispositivo estaría en el orden de los 200 a los 300 Voltios, lo que lo hace una alternativa inviable.

En el segundo diseño se propuso una válvula de Au-PPy(DBS), con un actuador de PPy de $400 \times 400 \times 30 \mu\text{m}$ con un circuito fluido con un canal o cámara principal de $400 \times 4 \mu\text{m}$ con canales de entrada-salida de $4800 \mu\text{m}^2$ que permite controlar la presión del paciente en un rango fisiológico para deformaciones del actuador menores al 1%. Los aumentos en la presión del fluido, como por ejemplo de 60mmHg (8000 Pa) provoca un desplazamiento de $0,298 \mu\text{m}$ y un caudal de $4 \mu\text{l}/\text{min}$ (caudal que se encuentra en el rango fisiológico). Este diseño presenta un aspecto a revisar en futuros diseños, es el contacto metálico del actuador (que es energizado) con el humor acuoso. El análisis del dispositivo fue validado utilizando PeticFem, validado a partir de resolver el modelo numérico de la válvula de Ahmed®.

El tercer diseño se basa en utilizar un actuador de tres capas donde la capa del medio es el polímero PVDF donde se coloca el electrolito y los iones que se intercambian con el polímero conductivo PPy.

Para el análisis del dispositivo se desarrolló un modelo analítico y un modelo numérico. El modelo analítico contempla las propiedades eléctricas del actuador, las dimensiones de los iones que intercambia el polímero conductivo, las características mecánicas del diafragma y como este afecta la resistencia hidráulica del dispositivo. El modelo numérico acopla el actuador (modelado como un material termoelástico) con el módulo fluido. En la revisión bibliográfica no se encontraron experiencias con diafragmas que relacionen los parámetros eléctricos (Voltaje, Corriente) con desplazamientos.

El modelo analítico fue implementado utilizando simulink® lo que permitió estudiar el comportamiento transitorio que se genera en el actuador cuando es estimulado, obteniendo una deformación que varía en el tiempo, con retardos en volver a la posición original cuando cesa el estímulo eléctrico, generando flujos de humor acuoso variables en el tiempo.

Los resultados obtenidos con el modelo numérico para determinar la resistencia hidráulica del dispositivo se introdujeron en el modelo analítico mediante una LUT (look up table) optimizando el modelo analítico.

Empleando el modelo analítico para una válvula con diafragma de PPy-PVDF-PPy se determinó que el volumen de humor acuoso drenado para pulsos de diferente duración de voltaje de 0,4 Voltios, va de 1,62 a $18,8 \mu\text{L}$ en diez segundos. Estos resultados permiten liberar mayor caudal que el que se produce en el proceso ciliar $2-5 \mu\text{L}/\text{min}$ por lo que la válvula podría regular la presión en un valor deseado de 15 o 20 mmHg.

En el último diseño se emplea un actuador PPy(DBS) sobre un sustrato de Kapton, se calcula el volumen necesario de electrolito para el funcionamiento del actuador las dimensiones de la válvula se asemejan a la válvula de Ahmed®.

El modelo numérico contempla el actuador modelado como un material termoelástico basado en parámetros obtenidos de forma experimental, acoplado a un diafragma de PDMS que interactúa con el módulo fluido.

Los resultados obtenidos con esta válvula con un diafragma de PDMS de $800 \mu\text{m}$ de espesor no permiten regular la presión intraocular, debido a que los caudales cuando no

está energizada son del orden de los 4000 $\mu\text{L}/\text{min}$. Para espesores mayores del diafragma se necesitaría incorporar mayor cantidad de actuadores lineales en la celda electroquímica, considerar mayores espesores del material electroactivo PPy(DBS).

En futuros diseños se podría reducir su diámetro logrando un dispositivo más biocompatible.

En la Tabla 2.47 se presenta una síntesis de la variación de la resistencia hidráulica de los dispositivos diseñados comparados con la resistencia de la válvula de Ahmed®

Tabla 2.47: Comparación de diseños

	Válvula de Ahmed (*)	Diseño 1	Diseño 2	Diseño 3	Diseño 4
Características	Válvula pasiva	Válvula activa	Válvula activa	Válvula activa	Válvula activa
Rango de Resistencia Pasiva	0,06 (40mmHg) 60 (14 mmHg)	No fue calculada	12,9 (52 mmHg) 13,96 (7 mmHg)	No fue calculada	0,01 (11mmHg) 0,001 (30mmHg)
Rango de Resistencia activa	-----	No fue calculada	13,97 a 0,11 mmHg.min/ μL	1 y 0,02 mmHg.min/ μL	1,48E-3 a 1,42E-3

(*) Ensayo 4 del capítulo 5.

El diseño 2 permitiría variar la resistencia hidráulica del dispositivo adecuándose a los requerimientos del ojo.

El diseño 3 parte de una resistencia hidráulica baja (1 mmHg.min/ μL) que podría aumentar disminuyendo la separación del diafragma con la base.

En el diseño 4 los valores obtenidos de la resistencia hidráulica son excesivamente bajos para cumplir el objetivo, por lo que será necesario reducir el diámetro del diafragma y aumentar el espesor del mismo. Esta situación demandará aumentar las dimensiones del actuador y el espesor del polímero conductivo (PPy(DBS))

2.7 Referencias bibliográficas

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.

Gaihre, B., Alici, G., Spinks, G. M., & Cairney, J. M. (2011). Synthesis and performance evaluation of thin film PPy-PVDF multilayer electroactive polymer actuators. *Sensors and Actuators A: Physical*, 165(2), 321-328.

Johnston et al. (2014) Mechanical characterization of bulk Sylgard 184 for microfluidics and microengineering.

Kara, E. and Kutlar, A.İ. (2010) CFD analysis of the Ahmed Glaucoma Valve and design of an alternative device, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13: 6, 655 662

Metz, P., Alici, G., & Spinks, G. M. (2006). A finite element model for bending behaviour of conducting polymer electromechanical actuators. *Sensors and Actuators A: Physical*, 130, 1-11.

Pan T, Li Z, Brown JD, Ziaie B. 2003. Microfluidic characterization of a valved glaucoma drainage device with implications for enhanced therapeutic efficacy. *Engineering in Medicine and Biology Society. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*, Vol. 4.p. 3317–3320.

Pan T, Stay MS, Barocas VH, Brown JD, Ziai, B. 2005. Modeling and characterization of a valved glaucoma drainage device with implications for enhanced therapeutic efficacy. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 52:948–951.

Sassetti F, Guarnieri F (2008) “Diseño de una micro-válvula para drenaje de humor acuoso”. 1er Escuela y Simposio Micro y Nanotecnología. 24 al 28 de noviembre de 2008 en el Centro Atómico Constituyentes.

Sassetti F, Guarnieri F (2009) “Interacción Fluido Estructura en una Microválvula para el Control de la Presión Intraocular” - Volume XXVIII. Number 25. *Numerical Methods for Simulations and Analysis in Bioengineering (B)* . ENIEF 2009

Sassetti, F. L., & Guarnieri, F. A. (2010). Macromodelo Fluido-Electro-Mecánico de una Microválvula para el Tratamiento del Glaucoma. *Mecánica Computacional*, Volume XXIX. Number 67. *Numerical Methods, Simulation and Design in Bioengineering (D)*.

Sassetti, F., Guarnieri, F. A., Garelli, L., & Storti, M. A. (2012). Characterisation and simulation of an active microvalve for glaucoma. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(12), 1273-1280.

Stay MS, Pan T, Brownb JD, Ziaie B, Barocas VH. 2005. Thin-Film Coupled Fluid-Solid Analysis of Flow Through the Ahmed Glaucoma Drainage Device. *J. Biomech. Eng.* 127(5):776–781.

Storti MA, Nigro N, Paz RR, Dalcin L, Lopez E. PETSc-FEM: a general purpose, parallel, multi-physics FEM program. www.cimec.org.ar/twiki/bin/view/Cimec/PETScFEM

Oring M (2001), Chapter 12: Mechanical Properties of Thin Films. *Material Science of thin films- Deposition & structure*. 2da Edition

Pan T, Li Z, Brown JD, Ziaie B. 2003. Microfluidic characterization of a valved glaucoma drainage device with implications for enhanced therapeutic efficacy. *Engineering in Medicine and Biology Society. Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE*. 4:3317–3320.

Pan T, Stay MS, Barocas VH, Brown JD, Ziai, B. 2006. Modeling and Characterization of a Valved Glaucoma Drainage Device with Implications for Enhanced Therapeutic Efficacy. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 52:948–951.

3. Capítulo 3: Modelado y simulación del sistema microválvula-ojo

En este capítulo se modela el sistema acuoso que nutre los tejidos avasculares de la cámara anterior del ojo. Las válvulas para el tratamiento de glaucoma incorporan un nuevo canal de drenaje a la red por donde circula el humor acuoso.

Para describir el comportamiento de la presión del ojo es necesario modelar y simular la interacción del sistema fluídico del ojo con la válvula.

En la sección 3.1 de este capítulo se presenta a modo de introducción una breve descripción de la producción y circulación del humor acuoso en estado fisiológico.

En la sección 3.2 se presenta como primer aproximación un circuito eléctrico análogo que permite modelar el sistema de producción y circulación del humor acuoso en el ojo, determinando el flujo de humor acuoso en estado estacionario a partir de los valores de presión en la cámara anterior, presión episcleral y la resistencia de las vías de drenaje.

En la sección 3.3 se describe la construcción de un modelo hidrodinámico considerando el comportamiento no lineal de la relación presión-volumen en la cámara anterior del ojo, el modelo es implementado utilizando Simulink de Matlab®. Utilizando el modelo se simula el comportamiento de la presión intraocular en pacientes con glaucoma (Sección 3.3.1), paciente con glaucoma y trabeculectomía (Sección 3.3.2), paciente con glaucoma y válvula de Ahmed (Sección 3.3.3) y paciente con glaucoma y microválvula (Sección 3.3.4).

El capítulo finaliza discutiendo la estrategia de control del encendido-apagado de una microválvula activa para obtener un flujo de humor acuoso en el rango fisiológico.

3.1 Introducción

La córnea y el cristalino son tejidos avasculares (sin irrigación de sangre) que intercambian iones y gases con el humor acuoso. El mismo se produce en el cuerpo ciliar a una tasa promedio de 2,5 $\mu\text{l}/\text{min}$ ingresando a la cámara anterior del ojo por la pupila y saliendo de la misma principalmente por la malla trabecular, canal de Schlemm hasta alcanzar la red venosa en la esclera del ojo (Figura 3.1).

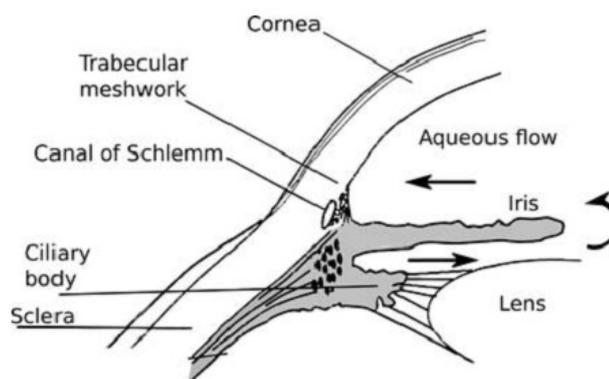


Figura 3.1: Circuito del humor acuoso en el ojo humano.

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

El glaucoma es un grupo de patologías asociadas al daño progresivo del nervio óptico que conduce a la ceguera. Una característica frecuente de este grupo de patologías es el aumento de la presión intraocular debida al aumento de la resistencia hidráulica en los drenajes del humor acuoso de la cámara anterior del ojo a los tejidos periféricos.

En los pacientes con glaucoma el objetivo terapéutico es reducir la presión intraocular, como primera opción con fármacos, intervenciones quirúrgicas para aumentar el drenaje y como última opción implantando válvulas.

Para el modelado de la circulación del humor acuoso y analizar los efectos farmacológicos en la resistencia hidráulica de ojos con glaucoma [Ju et al. \(2005\)](#) proponen un modelo basado en ocho parámetros (rigidez de la pared del globo ocular, los valores iniciales de: volumen acuoso, flujo de humor acuoso, flujo de salida uveoescleral, flujo de salida trabecular, resistencia de salida del canal de schlemm, resistencia inicial de la red trabecular y presión intraocular), que permiten predecir los valores de flujo de humor acuoso, volumen de humor acuoso, conductancia de la malla trabecular y presión intraocular. Este modelo emplea la relación entre el volumen de humor acuoso y la presión intraocular propuesto por Friedenwald en el año 1934.

Para el análisis estacionario se dispone de modelos circuitales equivalentes, que permiten calcular el valor de la presión intraocular cuando el flujo de humor acuoso de entrada es igual al de salida. ([Pan et al. 2005](#), [Sassetti et al. 2011](#))

3.2 Modelo Eléctrico Circuitual

Como primer modelo para el análisis de la interacción ojo-válvula se propone un modelo circuitual eléctrico donde se considera que el ojo esta en condición de equilibrio (presión intraocular constante). En esta condición no se acumula ni se libera líquido de la cámara anterior del ojo, todo el humor acuoso que ingresa a la cámara anterior es igual al que egresa.

En la Figura 3.2 se presenta un circuito equivalente. La fuente de corriente representa la generación de humor acuoso (en promedio 2,5 $\mu\text{l}/\text{min}$) desde el proceso ciliar a la camara anterior del ojo, el capacitor representa la capacidad de la camara anterior. El drenage final del humor acuoso se alcanza en las venas episcleral a una presión entre 8 mmHg y 10 mmHg (Weinreb et al., 2007). Las resistencias del modelo representan la resistencia hidráulica de la microválvula (R_H) y la resistencia de las vías naturales del ojo (ROF).

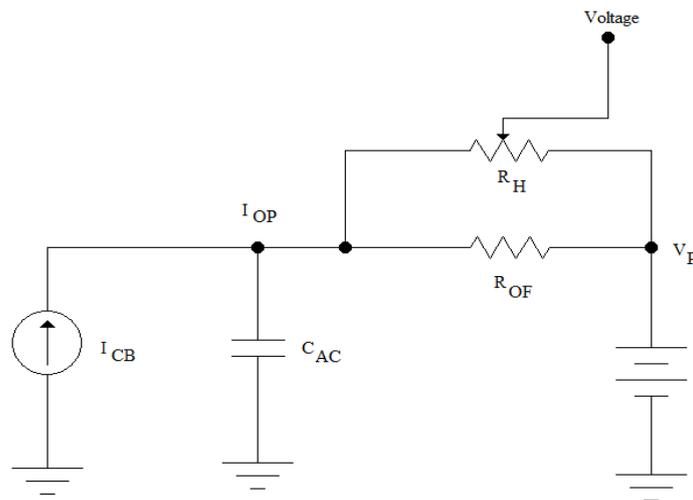


Figura 3.2: Circuito equivalente de la generación y circulación de humor acuoso.

En la Tabla 3.1 se describen los parámetros usados en el circuito equivalente

Tabla 3.1: Valores fisiológicos de presión, caudal y resistencia hidráulica del ojo.

	Parámetros biológicos	Valores esperados
I_{cb}	Flujo de Humor Acuoso	2.5 $\mu\text{l}/\text{min}$
I_{op}	Presión Intraocular	15 mmHg
V_p	Presión Venosa	8 mmHg
R_{of}	Resistencia Paciente con glaucoma	100 mmHg.min/ μL

La resistencia hidráulica equivalente se calcula con la ecuación 3.1, donde R_h es la resistencia de la microválvula obtenida por medio de métodos numéricos como se observa en el capítulo 2 y R_{of} esta en el rango de 10 mmHg.min/ μ L a 100 mmHg.min/ μ L. (Freddo y Jhonson, 2008)

$$R_{eq} = \frac{(R_h * R_{of})}{(R_h + R_{of})} \quad 3.1$$

Con el valor de la resistencia equivalente la presión intraocular puede ser calculada usando la ecuación siguiente, donde V_p es la presión venosa y q es el flujo de humor acuoso.

$$I_{op} = V_p + R_{eq} * q \quad 3.2$$

Con el valor de la resistencia equivalente la presión intraocular puede ser calculada usando la ecuación siguiente, donde V_p es la presión venosa y q es el flujo de humor acuoso.

En la Figura 3.3 se presenta la presión intraocular resultante de implantar la válvula con actuador polimérico PVDF-TrFE descrita en la sección 2.3 del capítulo 2 en un ojo con resistencia 100 mmHg.min/ μ L.

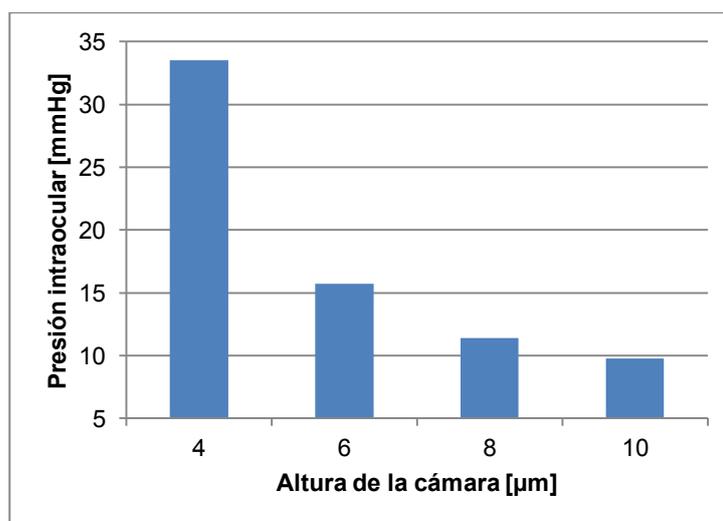


Figura 3.3: Presión intraocular resultante vs altura de la cámara.

3.3 Modelo hidrodinámico del ojo

El modelo dinámico contempla las fluctuaciones de la presión intraocular por el ingreso-egreso de humor acuoso en la cámara anterior del ojo. En la ecuación 3.3 se presenta la variación del volumen en el tiempo, donde el flujo que ingresa es el producido en el proceso ciliar (F_{in}), el flujo de salida tiene dos componentes una por las vías naturales del ojo (F_{out_ojo}) y la otra por la válvula ($F_{out_válvula}$).

$$\frac{dV}{dt} = F_{in} - F_{out_valvula} - F_{out_ojo} \quad 3.3$$

El flujo de humor acuoso producido en el proceso ciliar (F_{in}) tiene un valor promedio de 2,5 $\mu\text{l}/\text{min}$, presentando fluctuaciones durante el transcurso del día, por la mañana el caudal es de 3 $\mu\text{l}/\text{min}$, por la tarde de 2,4 $\mu\text{l}/\text{min}$ y por la noche de 1,8 $\mu\text{l}/\text{min}$ (Ethier et al. 2004).

En el capítulo 2 se describe el procedimiento utilizado en la caracterización de válvulas empleando el método de elementos finitos que permite obtener el valor de $F_{out_valvula}$ de la ecuación 3.3 para distintos gradientes de presiones.

El flujo que sale por las vías naturales del ojo (F_{out_ojo}) depende de la diferencia de presión hidrostática entre la cámara anterior (PIO: presión intraocular) y la presión de salida equivalente a la presión venosa episcleral (PV), como se observa en la ecuación 3.4 (Lyubimov et al. 2007)

$$F_{out_ojo} = C \cdot (PIO - PV) \quad 3.4$$

El parámetro C es la conductancia de la vía, la inversa de la resistencia hidráulica del conducto de paso. En los pacientes con glaucoma la resistencia hidráulica de las vías anatómicas se encuentra en el rango de 10-100 mmHg.min/ μl (Freddo and Johnson, 2008) equivalente a 0,1-0,01 $\mu\text{l}/\text{mmHg.min}$ de conductancia.

La presión venosa episcleral varía entre 8 a 10 mmHg, siendo el único factor que cambia la dinámica del humor acuoso por cambios en la posición de la persona, también tiene variaciones debidas a la concentración de oxígeno en sangre, medicamentos, temperatura (Tamm et al. 2007; Mortlmer 1998).

La relación entre la presión intraocular y el volumen de humor acuoso puede ser calculada a partir de la ecuación 3.5 propuesta por Silver y Geyer (2000) basada en el ajuste estadístico de estudios experimentales en pacientes vivos. En la ecuación 3.5 se observa que la función depende de tres coeficientes que varían con el sexo de los pacientes.

$$\Delta V = V(C + C_0 \ln PIO + C_1 PIO) \quad 3.5$$

En la Tabla 3.2 se presentan los valores promedios de los coeficientes que permiten ajustar la relación del volumen con la presión intraocular, considerando que el volumen del ojo femenino es en promedio es de 5900 μL y el masculino de 6500 μL .

Tabla 3.2: Coeficientes relación presión-volumen de Silver y Geyer (2000)

	V C [μL]	V C ₀ [μL]	V C ₁ [$\mu\text{L}/\text{mmHg}$]
ΔV masculino	-52,2	31,7	0,254
ΔV femenino	-47,4	28,7	0,230
ΔV promedio	-49,8	30,2	0,242

La ecuación 3.5 impide obtener una fórmula explícita de la presión intraocular, para ello se graficaron los valores de la variación del volumen en función de la presión intraocular utilizando los coeficientes promedios y se la ajusto mediante una función logarítmica (Figura 3.4).

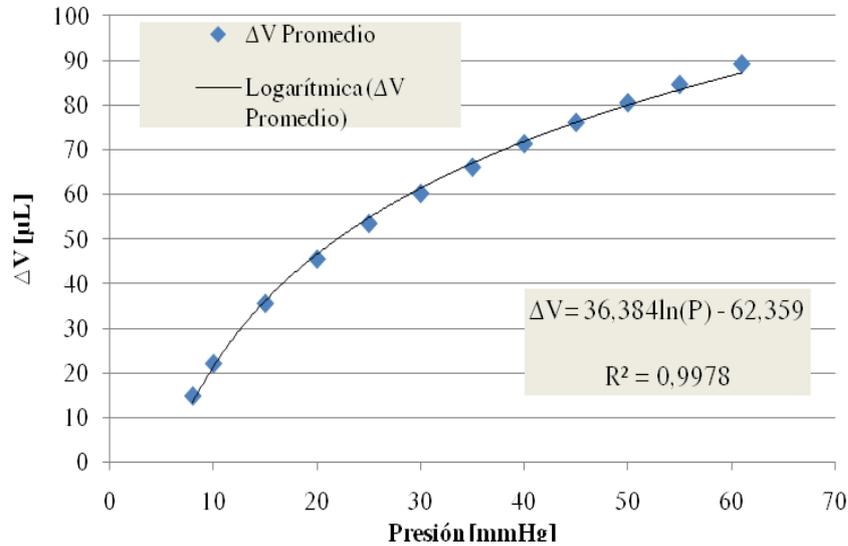


Figura 3.4: Aproximación logarítmica a la función de Silver y Geyer

La ecuación 3.6 aproxima la relación entre la variación del volumen con la presión con una correlación de $R^2 = 0,99$.

$$\Delta V = 36,38 \ln PIO - 62,35 \tag{3.6}$$

Despejando la presión intraocular se obtiene la ecuación

3.7 que permite calcular la variación de la presión intraocular en el tiempo.

$$PIO(t) = e^{\left(\frac{\int_0^t \frac{dV}{dt} dt + 62,35}{36,38} \right)} \tag{3.7}$$

En la Figura 3.5, se presenta un módulo del modelo implementando en Simulink® de Matlab que relaciona el volumen de la cámara anterior del ojo con la presión intraocular (ecuación 3.7 se encuentra en el bloque 1). Las condiciones iniciales para el volumen de la cámara anterior es de 14,94 μL y 8 mmHg para la presión intraocular.

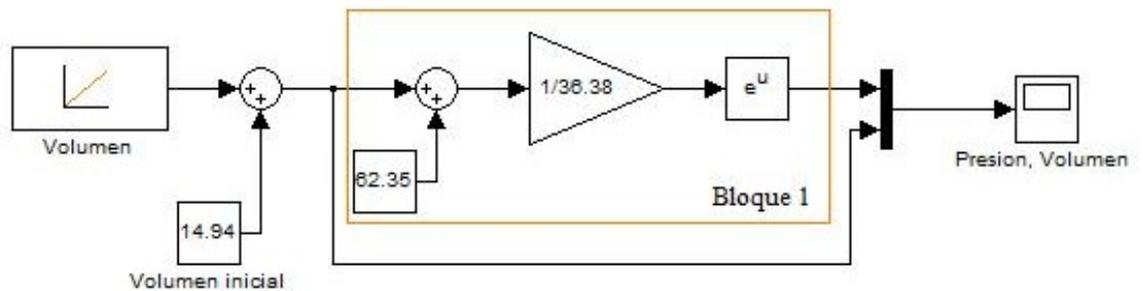


Figura 3.5: Módulo en Simulink® que relaciona el volumen con la presión en un ojo.

En la Figura 3.6 se comparan los valores analíticos de la relación presión-volumen calculados utilizando el modelo propuesto Silver y Geyer (2000) con los obtenidos con el modelo simulink (Figura 3.5).

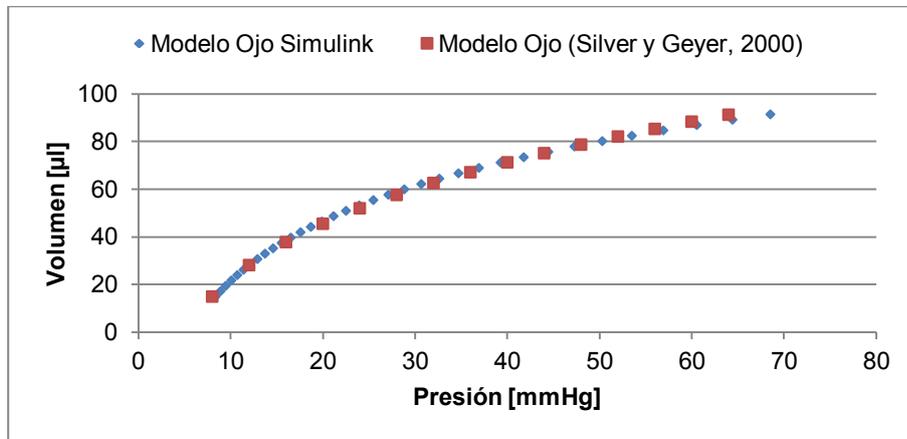


Figura 3.6: Relación volumen-presión modelo de Silver y Geyer y aproximación en simulink.

3.3.1 Caso a: paciente con glaucoma

En la Figura 3.7 se presenta el modelo del ojo en Simulink®. La entrada del modelo es la diferencia de flujos de entrada y de salida de humor acuoso a la cámara anterior del ojo representada por el bloque 1, en el cual se integra en el tiempo la diferencia entre lo que entra y sale de la cámara anterior del ojo. La condición inicial de la integral es el volumen que corresponde a una presión de 8 mmHg. En el bloque 2 se relaciona el volumen de la cámara anterior con la presión intraocular (ecuación 3.7). El flujo de humor acuoso de salida está representado en el bloque 3, modelando la ecuación 3.4.

El modelo de la Figura 3.7 se utiliza para calcular la presión intraocular, variando la conductancia del paciente ($C = 0,25 \mu\text{l}/\text{mmHg}\cdot\text{min}$ y $C = 0,33 \mu\text{l}/\text{mmHg}\cdot\text{min}$) en valores correspondientes a ojos sin glaucoma para distintos $F_{in} = 1,53, 2,26, 2,99 \mu\text{l}/\text{min}$ y $PV = 8$ y 10 mmHg . También se emplea el modelo para casos patológicos ($C = 0,05 \mu\text{l}/\text{mmHg}\cdot\text{min}$ y $C = 0,09 \mu\text{l}/\text{mmHg}\cdot\text{min}$), comparando la presión intraocular resultante con los valores descritos por Langham (2009).

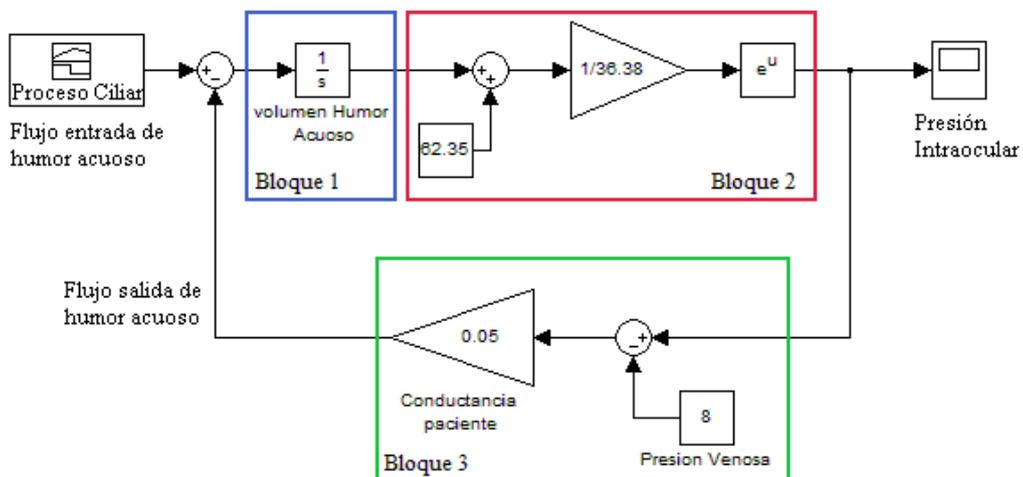


Figura 3.7: Modelo hidrodinámico del ojo con glaucoma.

Validación del modelo con parámetros biológicos

Utilizando los valores fisiológicos de la hidrodinámica del ojo (flujo, presión venosa y conductancia) (Ethier et al. 2004) se calculó el valor de la presión intraocular mediante el modelo de la Figura 3.7. En la Tabla 3.3 se presenta la presión intraocular obtenida con el modelo variando el flujo de humor acuoso, la presión venosa y la conductancia de las vías en el rango fisiológico esperando obtener un rango fisiológico de la misma.

Tabla 3.3: Presión intraocular obtenida con el modelo

Flujo humor acuoso [μl/min]	Presión Venosa [mmHg]	Conductancia del paciente [μL/(min.mmHg)]	Presión intraocular modelo [mmHg]
1,53	8	0,33	12,63
		0,25	14,12
	10	0,33	14,64
		0,25	16,12
2,26	8	0,33	14,84
		0,25	17,04
	10	0,33	16,85
		0,25	19,04
2,99	8	0,33	17,06
		0,25	19,96
	10	0,33	19,06
		0,25	21,96

La presión calculada considerando las posibles combinaciones de flujo de humor acuoso, presión venosa, y conductancia es de $16,94 \pm 2,7$ mmHg. La presión intraocular normal es de $15,5 \pm 2,6$ mmHg (Ethier et al., 2004). Para pacientes con glaucoma (Langham et al., 2009) los valores de presión intraocular medida y los valores de presión intraocular obtenidos con el modelo, se observa en la Tabla 3.4.

Tabla 3.4: Comparación de los valores de presión intraocular medidos y de los obtenidos con el modelo

Flujo humor acuoso [μl/min]	Presión Venosa [mmHg]	Conductancia del paciente [μL/(min.mmHg)]	Presión intraocular medida [mmHg]	Presión intraocular modelo [mmHg]	diferencia %
1,8	8	0,05	40	44	10 %
1,8	8	0,09	27	28	3.7 %

3.3.2 Caso b: paciente con glaucoma y trabeculectomía

En la Figura 3.9 se presenta un modelo que permite simular la variación de la presión cuando se realiza una intervención quirúrgica, denominada trabeculectomía, donde se abre un drenaje alternativo en un ojo con glaucoma. Este modelo es utilizado para calcular el valor de la presión intraocular en pacientes con distintos grados de glaucoma y compararlos con los resultados obtenidos por [Gardiner et al. \(2010\)](#). Este investigador modela la cirugía de trabeculectomía (Figura 3.8) mediante elementos finitos, estudiando el cambiando las dimensiones y formas del espacio donde se absorbe el humor acuoso (ampolla) como un medio poroso donde el fluido esta modelado por la ley de Darcy y la absorción del humor acuoso en los tejidos por la ley de Starling (relaciona la diferencia de presión hidrostática y oncótica por efecto de la concentración de proteínas).

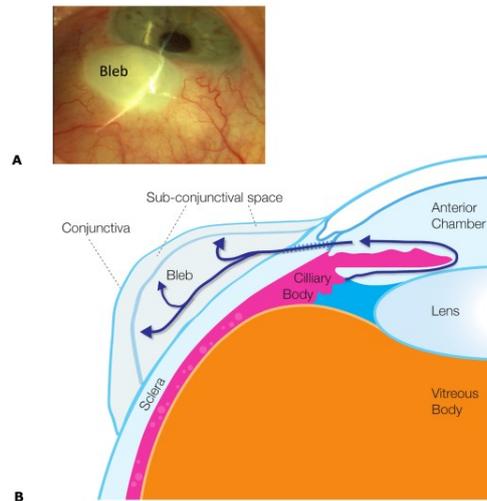


Figura 3.8: Modelo de la intervención de trabeculectomía (Gardiner et al. 2010)

La conductancia de la nueva vía de drenaje de humor acuoso es calculada empleando la ecuación de Hagen-Poiseuille (Ecuación 3.8), donde L es el largo del canal y R el radio, μ viscosidad del agua a 37°C, los parámetros utilizados en el trabajo de [Gardiner et al. \(2010\)](#). La diferencia de presión entre la cámara anterior del ojo y la zona de drenaje es pequeña ($P_{drenaje}$), esto se modela mediante un factor de ajuste que permite obtener la presión de 21 [mmHg] cuando el coeficiente de bloqueo es 0.

$$C = \frac{1}{R} = \frac{\pi \cdot R^4}{L \cdot 8 \cdot \mu} \tag{3.8}$$

$$F_{out_trabeculobmia} = C \cdot (PIO - P_{drenaje}) \tag{3.9}$$

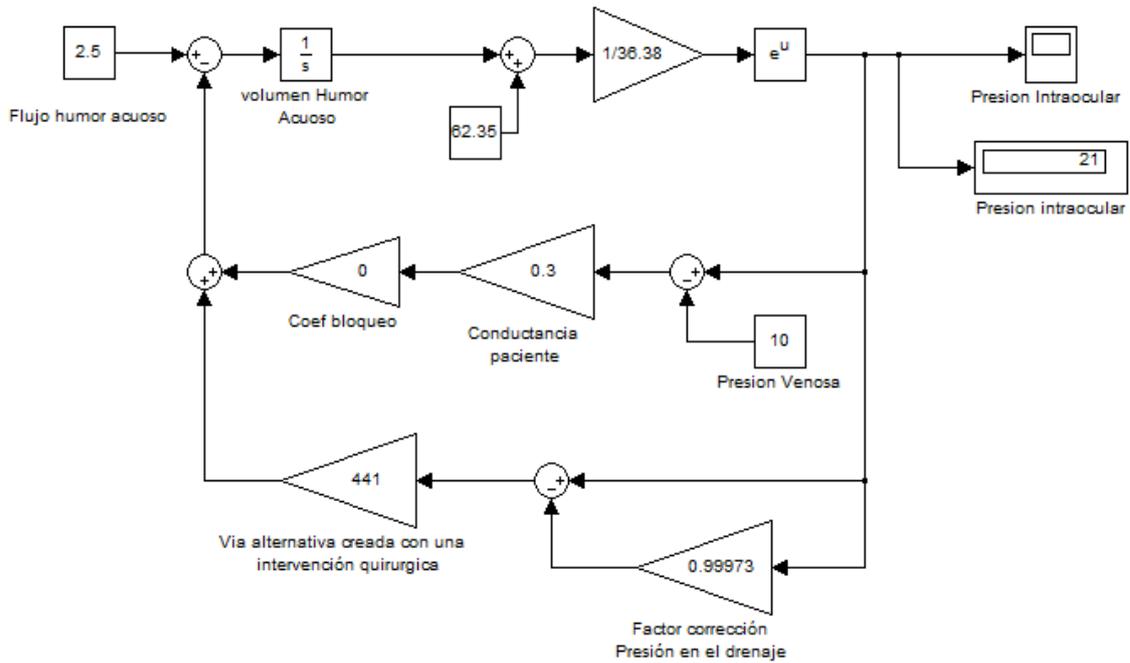


Figura 3.9: Modelo hidrodinámico del ojo con un drenaje quirúrgico

En la Figura 3.10 se presenta la presión intraocular de pacientes con glaucoma con distintos valores de bloqueo de las vías naturales de drenaje descrito por un coeficiente (0=bloqueo absoluto, 1=abierto), previo a la intervención quirúrgica (Gardiner 2010) y simulados por el modelo de la Figura 8 sin la vía alternativa

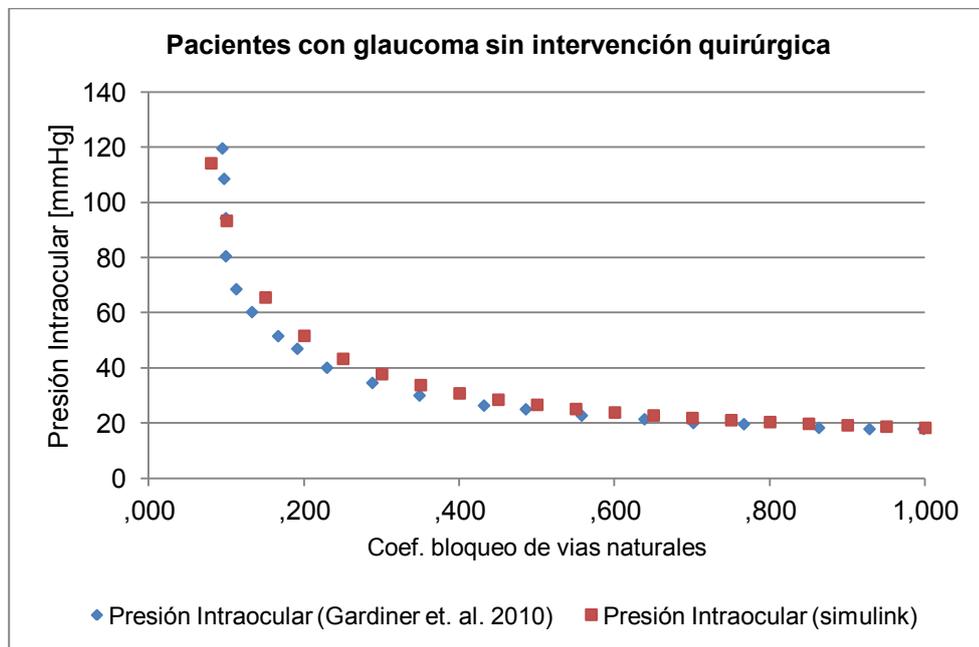


Figura 3.10: Presión intraocular de pacientes con distintos niveles de glaucoma (Gardiner 2010) vs simulados con modelo sin vía alternativa (Figura 8)

En la Figura 3.11 se presenta la presión intraocular resultante en distintos pacientes posterior a una intervención quirúrgica que introduce una nueva vía de drenaje de $C=441$ [$\mu\text{l}/\text{mmHg}\cdot\text{min}$](Gardiner et al. 2010) y la simulada por el modelo de la Figura 8 con la vía alternativa.

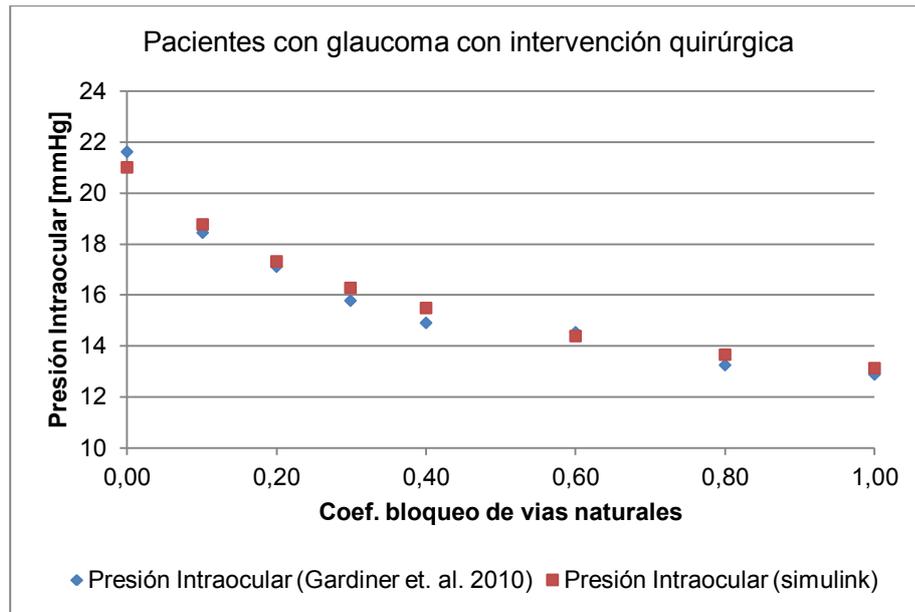


Figura 3.11: Valores de presión intraocular posterior a la intervención quirúrgica (Gardiner 2010) vs simulado por modelo (Figura 8) con vía alternativa.

3.3.3 Caso c: paciente con glaucoma y válvula de Ahmed

En esta sección se modela la interacción con un ojo con glaucoma con la válvula Ahmed®.

Para incluir el término $F_{out_válvula}$ en la ecuación 3.3 es necesario conocer la variación de la resistencia hidráulica de la válvula a implantar. Las mismas pueden ser calculadas mediante el método de elementos finitos en la resolución de las ecuaciones de Navier-Stokes, obteniendo tablas que relacionan la caída de presión en la válvula en función del flujo que las atraviesa.

La relación entre el caudal y la presión en la válvula de Ahmed esta dado por la ecuación 3.10, donde la conductancia depende de la diferencia de presión entre la presión venosa y la presión intraocular.

$$F_{out_válvula} = C(P_{IO} - P_V) \cdot (P_{IO} - P_V) \tag{3.10}$$

Los valores de la relación caudal-presión de la válvula de Ahmed fueron obtenidos del proceso de caracterización del ANEXO 7.2 “Validación de modelo FEM en la válvula de Ahmed” (Tabla 3.5).

Tabla 3.5: Válvula de Ahmed relación entre presión y caudal de salida

Presión [mmHg] (PIO-PV)	Caudal [μ L/min]	Conductancia Hidráulica [μ l/(mmHg.min)]
0	0	0

5,2	1,54	0,30
7,4	2,51	0,34
8,51	4,95	0,58
9,70	9,97	1,03
10,5	19,95	1,90
10,81	24,91	2,30

En la Figura 3.12 se presenta el modelo ojo-válvula de Ahmed, en el cual partiendo del modelo descrito de la Figura 3.7, se agrega una *lookup table*, con los valores presión-caudal obtenidos en la simulación por elementos finitos (Tabla 3.5). Los valores intermedios de caudal son interpolados linealmente entre los puntos de la tabla.

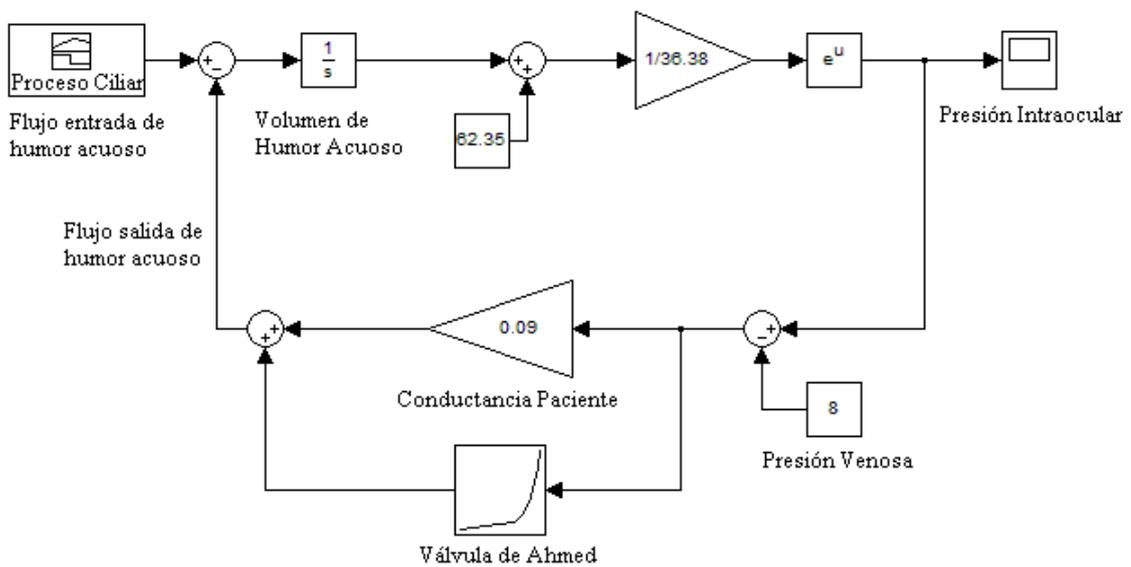


Figura 3.12: Modelo hidrodinámico del ojo con válvula de Ahmed

El modelo permite incorporar las variaciones en la producción de humor acuoso que ojo presenta durante veinticuatro horas, como se observa en la Figura 3.13 de acuerdo a los valores propuestos por [Ethier et al. \(2004\)](#).

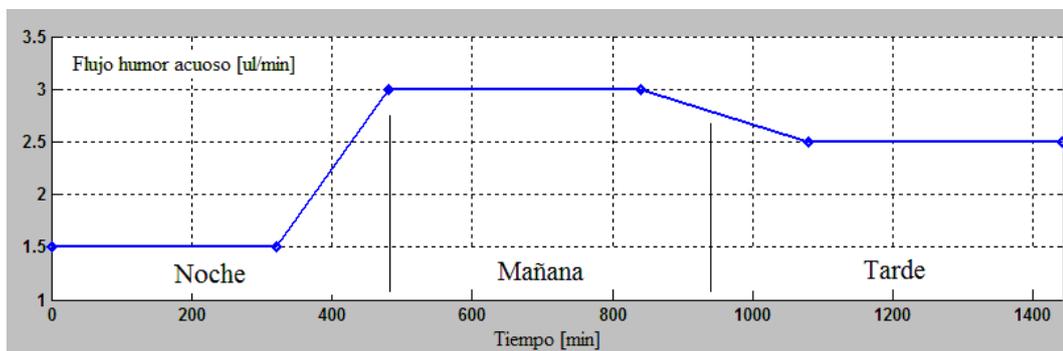


Figura 3.13: Variación en la producción de humor acuoso durante el día

En la Figura 3.14 se presenta la variación de la presión intraocular simulada por el modelo de la Figura 3.12 en un paciente con glaucoma, con una conductancia de 0,09 $[\mu\text{l}/(\text{min}\cdot\text{mmHg})]$ con y sin válvula de Ahmed, cuando el flujo del humor acuoso varía como se presenta en la Figura 3.13.

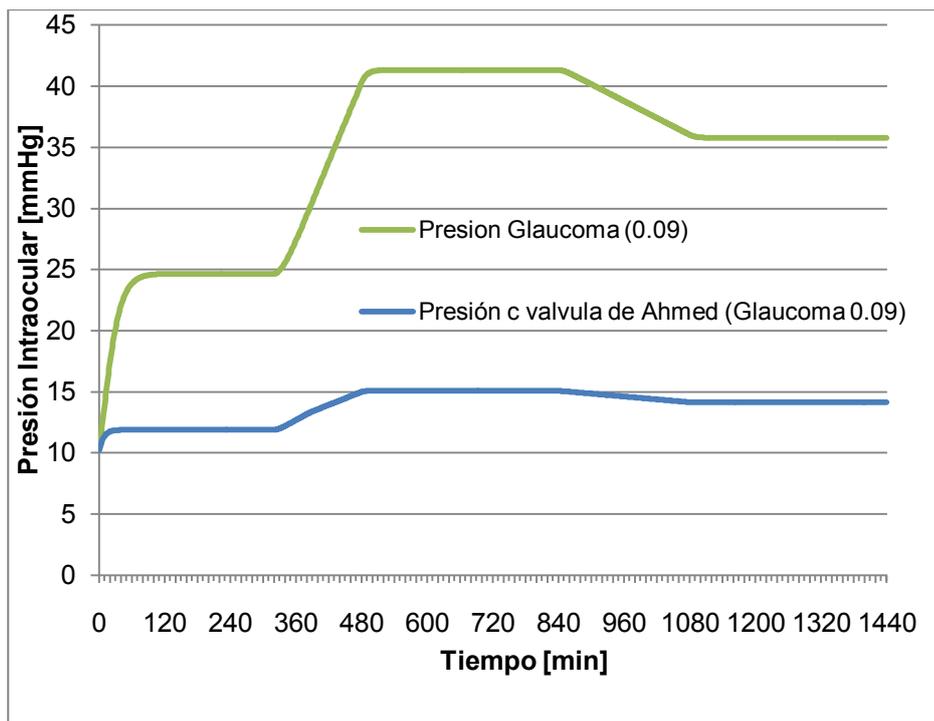


Figura 3.14: Presión intraocular con y sin válvula de Ahmed, en un paciente con glaucoma con valores de conductancia de 0,09 [μl/mmHg.min] (Langham 2009).

En la Tabla 3.6 se presenta los cambios de la presión intraocular en dos pacientes con glaucoma cuando se implanta la válvula de Ahmed, para diferentes valores de flujo de humor acuoso.

Tabla 3.6: Valores simulados de presión intraocular de 2 ojos con glaucoma con y sin válvula de Ahmed

Flujo Humor Acuoso	Paciente Glaucoma (C= 0,05)		Paciente Glaucoma (C= 0,09)	
	Presión sin Válvula de Ahmed	Presión con Válvula de Ahmed	Presión sin Válvula de Ahmed	Presión con Válvula de Ahmed
3	67,99	15,45	41,33	15,07
2,4	56,00	14,42	34,66	13,94
1,5	38,02	12,33	24,67	11,88

3.3.4 Caso d: paciente con glaucoma y microválvula

La microválvula descrita en la sección 2.4 **Válvula con actuador Au-PPy(DBS)** presenta un flujo con dos componentes (ecuación 3.11), una debido al desplazamiento del diafragma por efectos de la presión y el segundo cuando el diafragma se desplaza por efecto del actuador.

$$F_{out_válvula} = F_{out_válvula_pasiva} + F_{out_válvula_activa} \tag{3.11}$$

En la ecuación 3.12, se observa que al igual que la válvula de Ahmed, que el flujo pasivo depende de la diferencia de presión, a mayor diferencia mayor conductancia.

$$F_{out_válvula_pasivo} = C_{pasiva}(PIO - PV) \cdot (PIO - PV) \quad 3.12$$

La relación entre el flujo y la presión de la válvula funcionando de forma pasiva, son obtenidos utilizando el método de elementos finitos, los mismos se presentan en la Tabla 3.7.

Tabla 3.7: Relación presión-flujo en la microválvula de forma pasiva.

Presión [mmHg]	Caudal [$\mu\text{L}/\text{min}$]	Conductancia Hidráulica [$\mu\text{l}/(\text{mmHg}\cdot\text{min})$]
15,00	0,54	0,036
22,50	1,12	0,050
30,00	1,72	0,057
37,50	2,32	0,062
45,00	2,94	0,065
52,50	3,56	0,068
60,00	4,20	0,070

El componente del flujo activo se debe a la energización del actuador, la relación entre la deformación del actuador y la conductancia se presenta en la Tabla 3.8 fue obtenida utilizando elementos finitos en la sección 2.4.

Tabla 3.8: Resistencia hidráulica de la microválvula activa

Deformación actuador [%]	Caudal [$\mu\text{L}/\text{min}$]	Ch Conductancia Hidráulica [$\mu\text{l}/(\text{mmHg}\cdot\text{min})$]
0	0,54	0,036
0,30	1,34	0,191
0,40	1,73	0,247
0,50	2,19	0,313
1,00	5,80	0,829
2,00	19,44	2,77

Como primera aproximación se supone que el tiempo de actuación es despreciable con respecto al tiempo en el que está abierta la válvula y que el modo de control es el más básico de todos donde el ajuste a la consigna se obtiene por encendido y apagado del actuador. Cuando la presión intraocular llega a los 24 mmHg el sistema de control enciende el circuito de energización del actuador produciendo un aumento en la conductancia hidráulica y por lo tanto aumentando el flujo de salida, el mismo permanece energizado hasta que la presión llega hasta los 16 mmHg momento en el cual el actuador se cierra dejando la válvula en una función pasiva.

El caudal está dado por la ecuación 3.13 cuando la diferencia de presión (PIO-PV) es mayor o igual a 24 mmHg.

$$F_{out_válvula_activa} = Ch \cdot (PIO - PV) \left[\frac{\mu L}{min} \right] \tag{3.13}$$

El caudal es nulo cuando esta dado por la ecuación 3.14 cuando la diferencia de presión (PIO-PV) es menor o igual a 16 mmHg.

$$F_{out_válvula_activa} = 0 \left[\frac{\mu L}{min} \right] \tag{3.14}$$

En la Figura 3.15 se presenta el modelo de un ojo con glaucoma con una microválvula. La microválvula está representada por dos bloques: a) el que corresponde a la conductancia hidráulica pasiva (Tabla 3.7) la cual se describe la relación flujo-presión de la ecuación 3.12 y b) un bloque que modela el energizado del actuador (Ecuaciones 3.13 y 3.14) cuando la presión intraocular está en el rango de 16 a 24 mmHg.

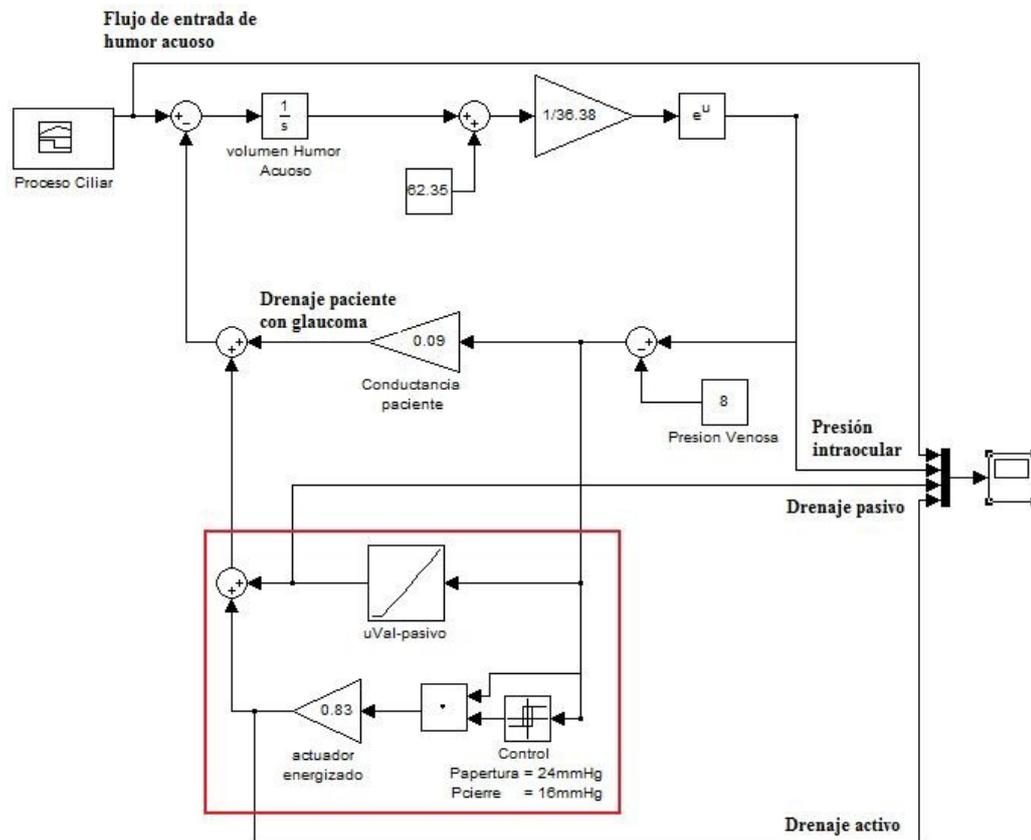


Figura 3.15: Modelo hidrodinámico del ojo humano con microválvula.

En la Figura 3.16 se presentan el flujo pasivo a través de la microválvula (negro) y el flujo activo producto del desplazamiento del actuador cuando el polímero activo presenta una deformación en el plano X-Y de 0,30 %, la conductancia hidráulica de la microválvula es de 0,191 (Tabla 3.8) en un ojo con glaucoma con una conductividad de 0,09 (glaucoma leve) utilizando el modelo de la Figura 3.15.

En la Figura 3.17, se observa que cuando la presión intraocular llega los 24 mmHg se activa la microválvula produciendo un aumento del caudal de salida.

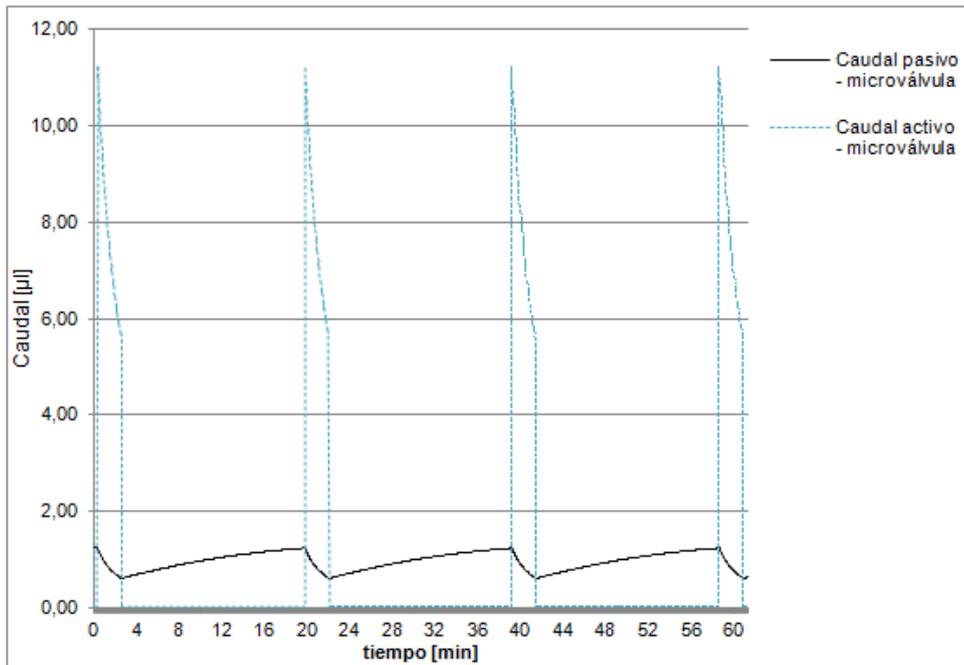


Figura 3.16 : Caudales de salida de la microválvula, pasivo y activo.

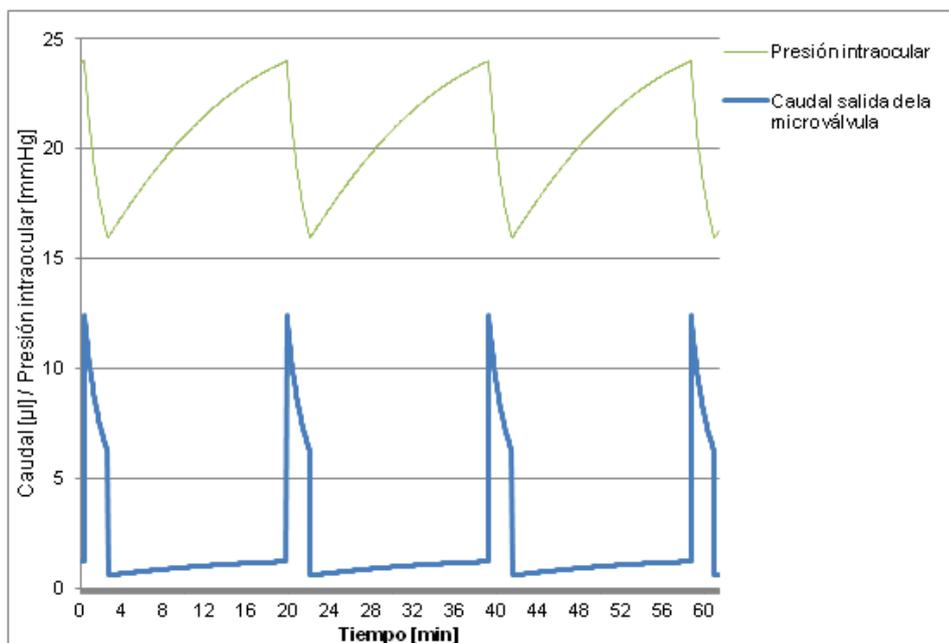


Figura 3.17: Variación de la presión intraocular (verde) y variación del caudal de salida cuando la válvula es energizada (azul).

Si consideramos un paciente con glaucoma leve ($C=0,09$), la microválvula se activa cuando el caudal producido es de $2,76 \mu\text{l}/\text{min}$. En la Figura 3.18 se compara los valores de presión intraocular, considerando la fluctuación del humor acuoso a lo largo de un día (línea azul), en un paciente con glaucoma sin controlar (línea negra), controlado por la microválvula activa (línea roja). Si el mecanismo de actuación dejará de funcionar activamente la presión intraocular se regularía de forma pasiva por la microválvula debido a la interacción fluido-estructura, como se observa en la grafica (línea de trazo verde).

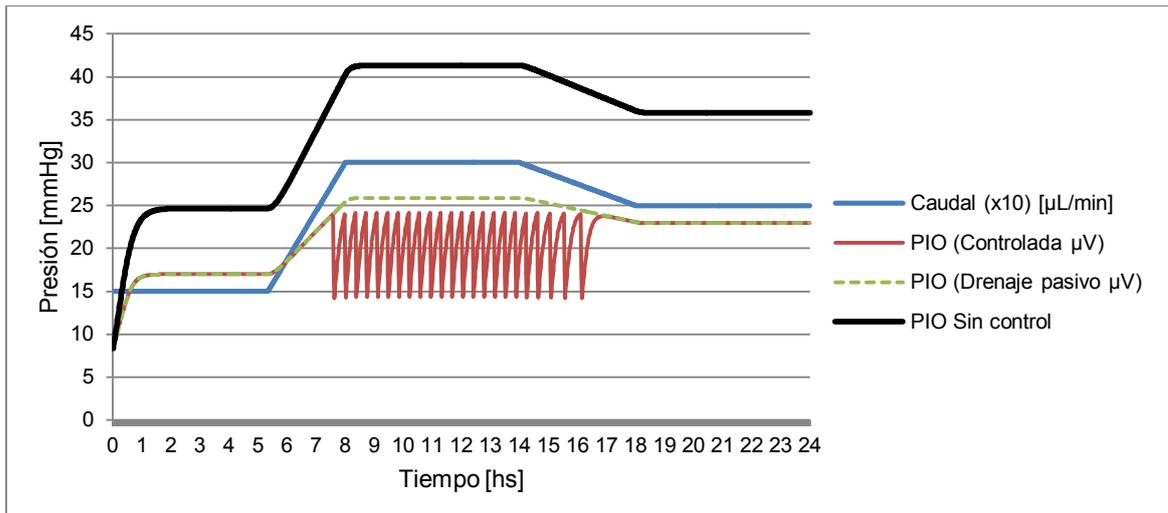


Figura 3.18: Presión intraocular en un paciente con glaucoma ($C_p=0,09$) regulada por la microválvula.

Si consideramos un paciente con glaucoma severo ($C=0,03$), la microválvula se activa cuando el caudal producido es de $1,85 \mu\text{L}/\text{min}$ (Figura 3.19).

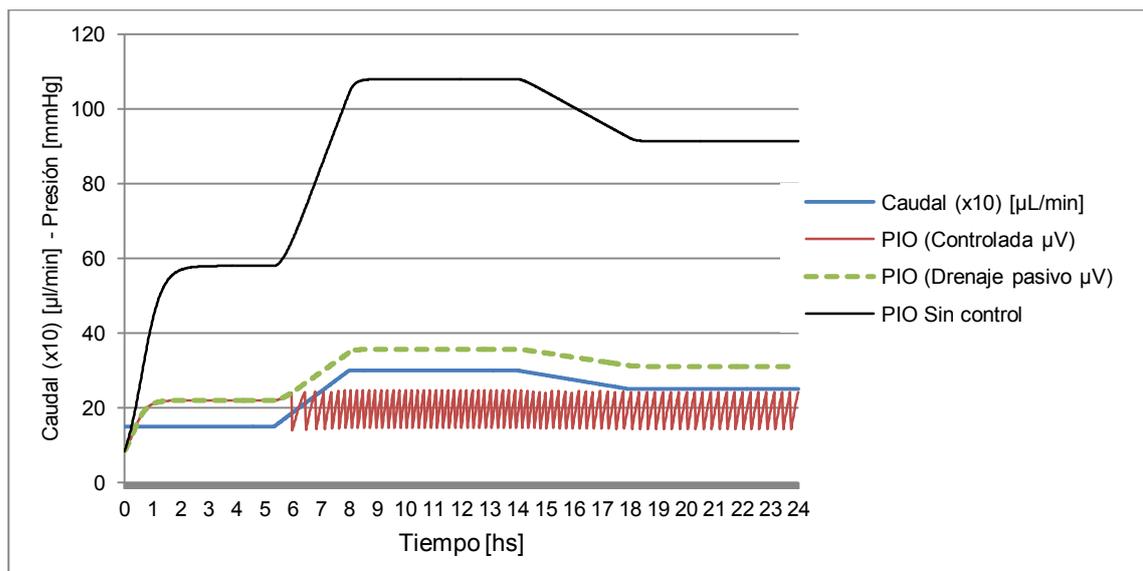


Figura 3.19: Presión intraocular en un paciente con glaucoma ($C_p=0,03$) regulada por la microválvula

En la Figura 3.20, se presenta el modelo de un ojo con glaucoma ($C_p=0,03$) y la microválvula funcionando activamente con una conductancia hidráulica de $0,191$ (polímero activo presenta una deformación en el plano X-Y de $0,30 \%$), donde se incluyeron visores para cuantificar los volúmenes en el circuito al cabo de 89 min .

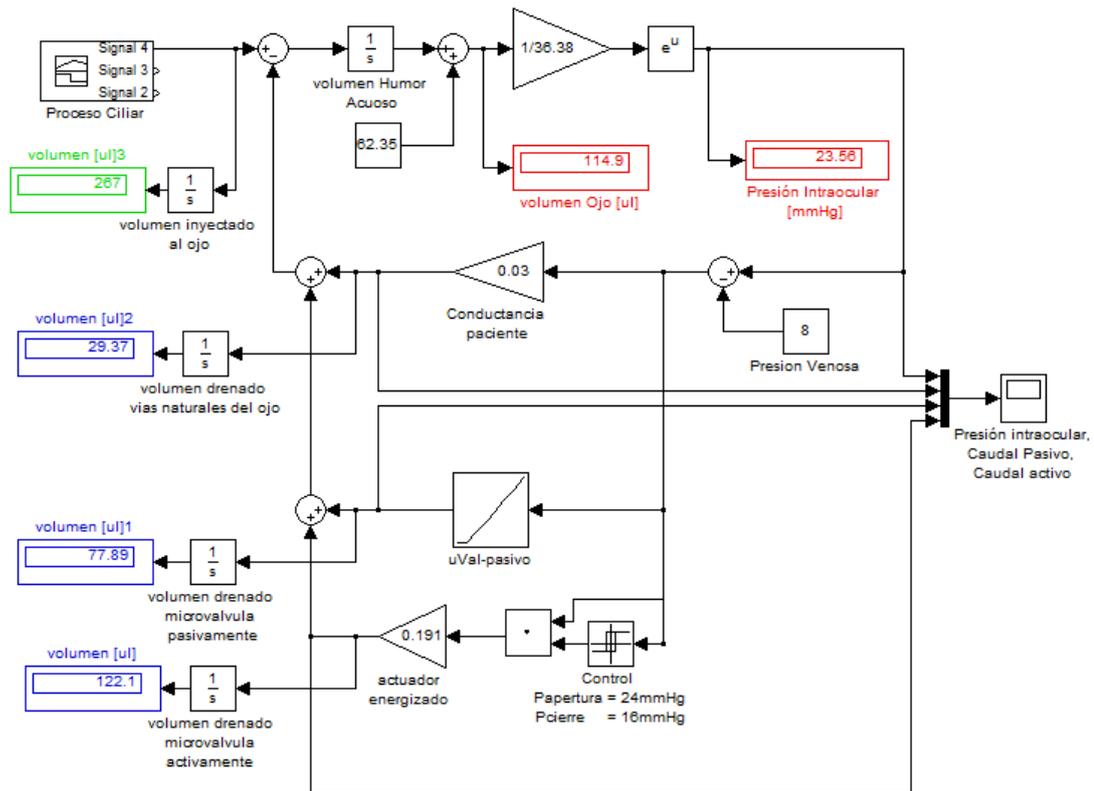


Figura 3.20: Balance del humor acuoso en un período de 89 min.

El balance de humor acuoso esta dado por la Ecuación 3.15, en la Tabla 3.9 se presentan los resultados obtenidos con el modelo de la Figura 3.20, donde la entrada es un flujo constante de humor acuoso de 3 µL/min durante 89 minutos.

$$Vol_{final} = (Vol_{inicial} + Vol_{ingresa} - Vol_{egresa})[\mu L] \tag{3.15}$$

Tabla 3.9: Balance de volúmenes de humor acuoso en el modelo ojo-microválvula

Variables	Condición inicial	Entrada	Salidas	Condición final
Presión intraocular [mmHg]	8			23,56
Volumen del Ojo [µL]	77,29			114,9
Volumen de humor acuoso producido por el proceso ciliar		267		
Volumen drenado por vías naturales ojo (Cp=0,03) [µL]			29,37	
Volumen drenado de forma pasiva en uV [µL]			77,89	
Volumen drenado de forma activa en uV [µL]			122,1	

El volumen inicial (77,29 µL) más el volumen producido por el proceso ciliar da un total de 344,29 µL y la salida por las tres vías posibles (29,37 + 77,89 + 122,1 µL) fue de 229,36 µL por lo que el volumen del ojo al cabo de 89 minutos es de 114,9 µL.

En la Tabla 3.10 se presenta el tiempo que hay que mantener actuada la válvula para regular la presión intraocular, a mayor deformación del actuador el tiempo de actuación es menor. Para el caso a (deformación del actuador de 0,4%, la conductancia hidráulica es de 0,191) la válvula se tiene que actuar cada 606 segundos y mantenerse energizado el actuador 84 segundos.

Tabla 3.10: Características del flujo en la microválvula en paciente con glaucoma ($C_p=0,03$)

Casos	a	b	c	d
Deformación en el plano del actuador (%)	0,4	0,3	0,5	1
Conductancia Hidráulica	0,191	0,247	0,313	0,829
Tiempo de válvula encendida (s)	84	62	47	16
Período (s)	606	584	567	536
Ciclo de trabajo	14%	11%	8%	3%
PIO promedio	19,89	19,89	19,86	19,99

La presión intraocular regulada por la microválvula es de 19,89 mmHg con un desvío estándar de 2,32 mmHg, en un paciente con $C_p=0.03$ la presión sin regular sería de 73,20 mmHg y un desvío de 34,57 mmHg en el mismo período de tiempo.

En la Figura 3.21 se presenta la variación del caudal cuando se abre la microválvula, para mayores valores de conductancia hidráulica el tiempo de apertura es menor y los flujos mayores, en la Tabla 3.11 se presentan los valores máximos y mínimos del flujo.

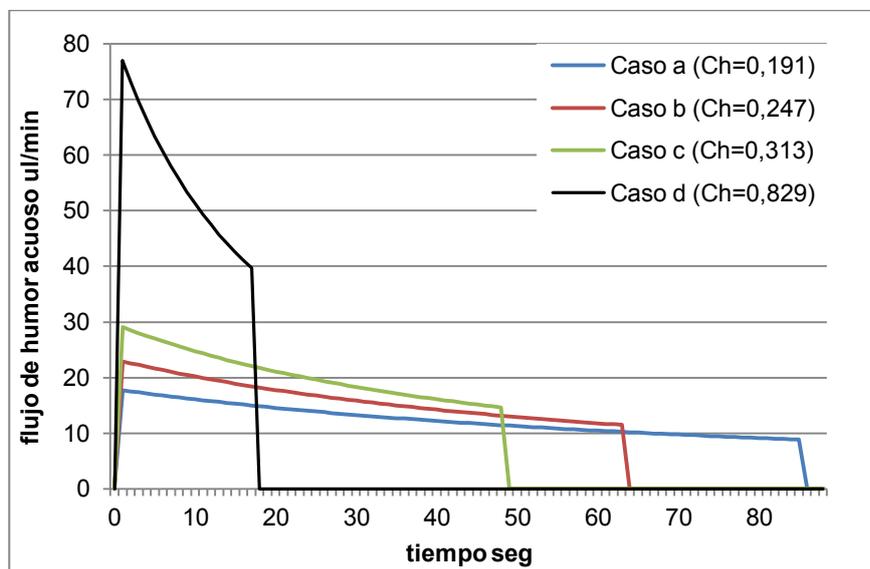


Figura 3.21: Flujo de humor acuoso en la microválvula para cuatro posiciones del actuador

Tabla 3.11: Flujo activo en la microválvula en paciente con glaucoma ($C_p=0,03$)

Casos	a	b	c	d
flujo máximo activo	17,73	22,93	29,06	76,97
Flujo minimo activo	8,86	11,49	14,65	39,69

En la Tabla 3.12 se presenta las características que debería cumplir el actuador del dispositivo para mantener la presión intraocular por debajo de los 24 [mmHg] en 3 tipos de glaucoma (leve, moderado y alto) empleando una microválvula con una conductancia hidrúlica de 0,191 en estado activado como la descrita en el caso a.

Tabla 3.12: Frecuencia y tiempos de actuación de la microválvula para distintos flujos y pacientes.

Conductancia Paciente (Cp) [$\mu\text{l}/(\text{min}\cdot\text{mmHg})$]	Microválvula	Flujo Humor Acuoso [$\mu\text{l}/\text{min}$]		
		3	2,5	1,5
Paciente C=0,09 (glaucoma leve)	Número de veces que se actúa por hora [veces/hora]	3,125	No se actúa	No se actúa
	Tiempo de apertura en cada ciclo [seg]	78	--	--
	Tiempo en el que permanece cerrada en cada ciclo [seg]	1032	--	--
Paciente C=0,05 (glaucoma moderado)	Número de veces que se actúa por hora [veces/hora]	5	3,25	No se actúa
	Tiempo de apertura en cada ciclo [seg]	82	78	--
	Tiempo en el que permanece cerrada en cada ciclo [seg]	618	980	--
Paciente C=0,01 (glaucoma elevado)	Número de veces que se actúa por hora [veces/hora]	6,5	5	1,25
	Tiempo de apertura en cada ciclo [seg]	84	80	74
	Tiempo en el que permanece cerrada en cada ciclo [seg]	454	612	2451

3.4 Discusión

El modelo hidrodinámico del ojo desarrollado, relaciona los cambios de presión intraocular con los cambios del volumen ocular. La relación presión- volumen del modelo fue implementado con una aproximación a la función volumen-presión propuesta por [Silver y Geyer \(2000\)](#) que describe el comportamiento en pacientes vivos. Con esta relación se obtiene un rango dinámico de presión intraocular (8-60 [mmHg]) más amplio que el propuesto por [Gardiner et al. \(2010\)](#) utilizando una aproximación lineal entre 10-35 [mmHg] desarrollada por [Pallikaris et al. \(2005\)](#). La diferencia observada entre la presión intraocular calculada con la ecuación analítica de [Silver y Geyer \(2000\)](#) y el modelo implementado en Simulink es menor al 5%.

El modelo permite predecir el comportamiento hidrodinámico del ojo con parámetros en el rango fisiológico y patológico. En el caso patológico se pueden modelar los casos de glaucoma disminuyendo la conductancia hidráulica de la vía de drenaje a través de un coeficiente de bloqueo implementado en el lazo de drenaje fisiológico. Se compararon los resultados obtenidos con el modelo del ojo con estudios experimentales ([Eithier et al. 2004](#), [Langham 2009](#)) obteniendo resultados con diferencias menores al 10%.

Utilizando el modelo, se simulaban distintos niveles de glaucoma y los efectos de aumentar la conductividad del drenaje por medio de una intervención quirúrgica ([Gardiner et al. 2010](#)), obteniéndose diferencias menores al 4% en el intervalo de presiones intraoculares de 10 [mmHg] a 20 [mmHg].

En el modelo ojo-válvula, las válvulas se modelan incorporando bloques con funciones que relacionan el caudal con la presión. Debido a la complejidad de las geometrías tridimensionales y a la interacción entre el fluido y la estructura, las mismas son obtenidas utilizando la técnica de elementos finitos (Sasseti et al. 2012). En la válvula de Ahmed se observa que la presión intraocular varía entre 11 y 15 [mmHg] durante el transcurso del día y en la microválvula entre 15 y 25 [mmHg] cuando no es actuada.

Se incluyó en el modelo un control activo básico encendido-apagado de la microválvula, lo que permitió determinar la frecuencia y el ciclo de trabajo que debería realizar el actuador para mantener la presión intraocular por debajo de los 24 [mmHg].

La utilización de sistemas de control más avanzados como los PID (proporcional integrativo y derivativo) permitirá reducir la fluctuación de la presión intraocular controlada y la posibilidad de obtener flujos pulsátiles con menores caudales lo que facilitaría la reabsorción del humor acuoso en los tejidos circundantes a la córnea.

Otro factor a considerar en el futuro es la respuesta dinámica del actuador que influirá en la optimización del sistema ojo-sensor-actuador. El modelo propuesto del sistema ojo-válvula permite probar distintos dispositivos e intervenciones quirúrgicas para el tratamiento del glaucoma, siendo una herramienta que permite optimizar el proceso de diseño de nuevos dispositivos para la regulación de la presión intraocular.

3.5 Referencias

Ethier CR, Johnson M, Ruberti J, Ocular biomechanics and biotransport. *Annu Rev Biomed Eng.* 2004;6:249-73.

Freddo, T. F., & Johnson, M. (2008). Aqueous humor outflow resistance. *Current Topics in Membranes*, 62, 161-192.

Gardiner BS, Smith DW, Coote M, Crowston JG (2010) Computational Modeling of Fluid Flow and Intra-Ocular Pressure following Glaucoma Surgery. *PLoS ONE* 5(10): e13178. doi:10.1371/journal.pone.0013178

Ju, Y., Wang, B., Xie, J., Huang, L., Huang, S., & Huang, X. (2005) Dynamic model of the aqueous humor circulation with application to simulation of the treatment for primary open angle glaucoma. *IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*.

Langham M, Ischemia and Loss of Vascular Autoregulation in Ocular and Cerebral Diseases: A New Perspective. Springer Science 2009

Lyubimov G.A, Moiseeva I.N, and Stein A.A, "Dynamics of the Intraocular Fluid: Mathematical Model and Its Main Consequences," *Fluid Dynamics* 42 (5), 684–694 (2007).

Mortlmer M. *Current Topics in Membranes. Volume 45 - The Eye's Aqueous Humor-From Secretion to Glaucoma.* 1998

Pallikaris IG, Kymionis GD, Ginis HS, Kounis GA, Tsimbaris MK (2005) Ocular rigidity in living human eyes. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 46: 409414.

Pan T, Stay MS, Barocas VH, Brown JD, Ziai, B. 2005. Modeling and characterization of a valved glaucoma drainage device with implications for enhanced therapeutic efficacy. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 52:948–951.

Sassetti F, Guarnieri F, Garelli L, Guarnieri F. Modelo hidrodinámico para el análisis del sistema válvula-ojo en pacientes con glaucoma. Congreso. XIX Congreso sobre Métodos Numéricos y sus Aplicaciones (ENIEF 2011). Asociación Argentina de Mecánica Computacional. 2011

Sassetti F, Guarnieri F, Garelli L, Storti M,. "Characterization and Simulation of an Active Microvalve for Glaucoma" *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2012 Vol. 15, Iss. 12.

Silver, D. M., & Geyer, O. (2000). Pressure-volume relation for the living human eye. *Current eye research*, 20(2), 115-120.

Tamm E, Toris C, Crowston J, Sit A, Lim S, Lambrou G, and Alm A, Basic science of intraocular pressure. Intraocular pressure Reports and Consensus Statements of the 4th Global AIGS Consensus Meeting on Intraocular Pressure. Año 2007

Weinreb, R. N., Brandt, J. D., Garway-Heath, D., & Medeiros, F. (Eds.). (2007). Intraocular pressure (Vol. 4). Kugler Publications.

4. Capítulo 4: Fabricación y caracterización del actuador

En el desarrollo de este capítulo se abordan los procesos de fabricación y de caracterización de actuadores basados en polímeros conductivos.

El actuador en la válvula es el dispositivo encargado de modificar la resistencia hidráulica, variando la caída de presión en la misma. Para tal fin transforma energía eléctrica en deformaciones mecánicas modificando el circuito por donde fluye el humor acuoso.

En la introducción se presentan las propiedades de los polímeros conductivos, haciendo especial énfasis en las propiedades fisicoquímicas del polipirrol dopado con docecylbensulfonato (DBS) y los parámetros que modifican el proceso de síntesis como la temperatura y el voltaje. Se describen las técnicas electroquímicas para la caracterización de los mismos tales como la cronoamperometría y ciclovoltamperometría.

En la sección materiales y métodos, se presentan los procesos de fabricación, el equipamiento desarrollado para la obtención de actuadores y la metodología e instrumental utilizado para caracterizarlos eléctricamente y cinemáticamente.

Los parámetros físicos y eléctricos obtenidos en el proceso de caracterización permiten retroalimentar el proceso de diseño, fabricación y la simulación del dispositivo empleando herramientas de la mecánica computacional como se observó en el capítulo 2.

Al finalizar el capítulo se discuten las experiencias realizadas identificando los aspectos más relevantes de cada una de ellas.

4.1 Introducción

4.1.1 Polímeros Conductivos

Los polímeros conductivos 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 . Esta hibridación crea enlaces sigma covalentes entre los carbonos de la cadena principal y los de las cadenas ramificadas. La hibridación sp^2 deja un orbital p no enlazado, estos orbitales se solapan y forman un enlace pi, con una distribución de dobles enlaces C=C alternándose con enlaces carbono-carbono sencillos a lo largo de la cadena.

La razón de que un polímero con esta estructura no conduzca la electricidad siempre, se debe a que 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. Ahora bien, esta separación energética se puede reducir significativamente mediante lo que se conoce como dopaje. (Márquez and Márquez, 2003)

Este proceso consiste en incorporar a la estructura cierto tipo de átomos, cuya electronegatividad es marcadamente mayor de la que posee el carbón. Mediante el proceso de dopaje, la carga agregada (o extraída) al polímero produce un cambio en la posición de los enlaces de los átomos, los dobles enlaces pueden ser ionizados formando estructuras conocidas como solitones, polarones y bipolarones y son asociados con “defectos” en el orden de los enlaces simples y dobles.

En la Figura 4.1 se presenta la estructura de bandas del material en función del grado de dopado del mismo, en la Figura 4.1.a se observa que el *Gap* entre la banda de valencia (VB: Banda de valencia) y de conducción (CB: Banda de conducción) en el PPY sin dopar es de 3.2eV con formación de polaron y con un moderado nivel de dopado se observa la formación de bipolarones (Figura 4.1.b), al aumentar el nivel de dopado (mayor al 33mol %) se observa la formación de bandas bipolaron (Figura 4.1.c). (Bredas and Street, 1985)

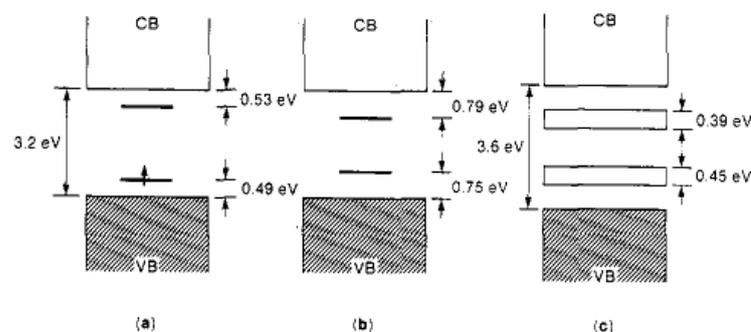
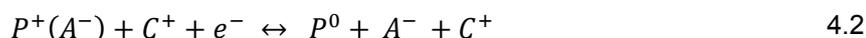
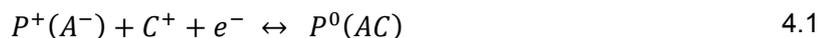


Figura 4.1: Diagrama de bandas mostrando la modificación de la banda prohibida con el dopaje.

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 (Ecuación 4.1).

En la Ecuación 4.1, se presenta el caso del anión inmóvil A^- , donde el catión C^+ entra al film para mantener la neutralidad de cargas cuando el polímero vuelva a su estado natural o reducido, resultando en una expansión del volumen.

En la Ecuación 4.2, el anión es móvil y es expelido en la reducción y el volumen se contrae. (Smela 1999) En la Figura 4.2, se presenta el monómero de Pirrol (Py) y las cadenas de Polypirrol (PPy) sin dopar y con el agregado de un dopante.

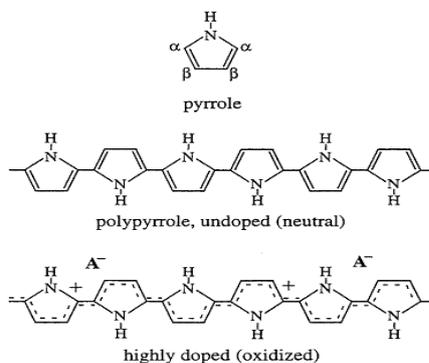


Figura 4.2: Estructura del Py, PPy y PPy(Dopante)

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 oxido-reducción que modifican las distintas propiedades del material: conductividad, intercambio de iones, hidrofobicidad, dimensiones geométricas. En la Ecuación 4.3 se presentan los estados posibles del PPy(DBS) cuando se lo energiza.



La inserción del Na^+ (cuando el voltaje aplicado reduce el PPy, lado derecho de la Ecuación 4.3) y la hidratación causa un aumento de volumen de la matriz polimérica, mientras que la expulsión de los iones Na^+ (cuando el voltaje aplicado oxida el PPy, lado izquierdo de la ecuación) resultan en la contracción del polímero. (Smela, 1999)

La conductividad del PPy(DBS) depende de la temperatura, de los isómeros del monómero y el dopante, siendo su conductividad siempre mayor a los 10 Ω/cm y cuatro

órdenes de magnitud menor cuando el material está reducido donde el número de cargas móviles es mínimo. (West et al. 2004)

La relación entre el dopante y el monómero puede ser elevada superando la relación del 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 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)

4.1.2 Proceso de síntesis del PPy(DBS)

El Pirrol (Py) es polimerizado electroquímicamente mediante la oxidación del monómero, la electropolimerización es lograda aplicando un voltaje (o corriente) entre un electrodo de trabajo (WE) y un contraelectrodo (CE). Pudiendo colocarse un tercer electrodo (referencia) para asegurar una caída de tensión correcta en el electrodo de trabajo. El voltaje aplicado al electrodo de trabajo debe ser lo suficiente anódico para oxidar a los monómeros de Py en contacto con el electrodo de trabajo, removiendo los electrones desde las moléculas de Py (las cuales son dímeros, trímeros, y eventualmente cadenas polimerizadas) Las cadenas de PPy precipitan sobre la superficie del electrodo de trabajo, donde predominan los enlaces α - α donde el pirrol experimenta sustitución electrofílica predominantemente en la posición 2da y 5ta posición (Figura 4.3). Los enlaces α - β se forman en el crosslinking del polímero, el grado de ramificación a temperatura ambiente es del orden del 20% para el PPy(DBS), la síntesis en bajas temperaturas favorece la formación de polímeros lineales que son más solubles y tienen mayor conductividad. Largos tiempos de polimerización conducen a incorporar más dopantes, cuando el dopante es el DBS reduce la interacción entre las cadenas disminuyendo la conductividad de las mismas. (Wallace et al, 2009)

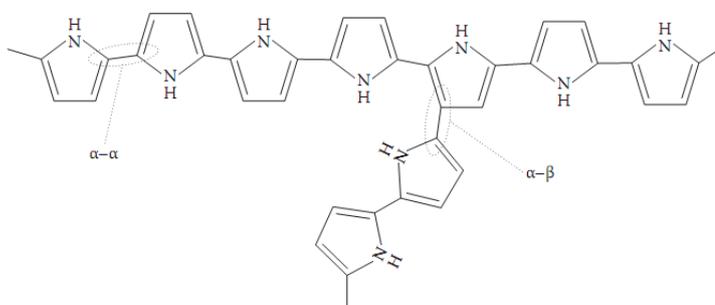


Figura 4.3: Estructura del Polímero PPy, tipos de enlaces α - α y α - β

La presencia del Dodecylbenzensulfonato (DBS) en el electrolito de la preparación del polímero conductor: a) facilita la oxidación de los monómeros de pirrol, b) por ser un surfactante anfílico permite concentraciones elevadas de Py (hidrofóbico) en una solución acuosa; c) el DBS es una molécula grande con una cadena hidrofóbica. Debido al tamaño y a la interacción hidrofóbica-hidrofóbica de la cadena, el ion DBS permanece embebido en la matriz polimérica. (Berdichevsky and Lo, 2008)

En la Figura 4.4, se presenta una celda electroquímica y las variables que afectan la tasa de reacción en el electrodo de trabajo (Bard and Faulkner, 2001). El proceso de polimerización del PPy está influenciado por el material del electrodo, el solvente, el dopante, el monómero, la temperatura, la presión, el tiempo de reacción, el potencial, la corriente que circula por la celda.

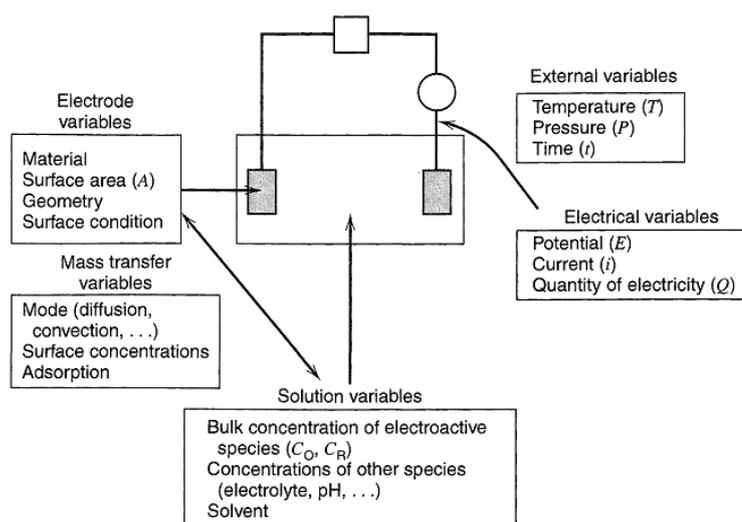


Figura 4.4: Variables que afectan la reacción en el electrodo.

Electrodo de trabajo: En la etapa inicial del proceso de polimerización la superficie del electrodo tiene un papel crítico que va disminuyendo una vez que la reacción de polimerización es iniciada. El material del electrodo determina cuán fácil el monómero de Py puede ser oxidado. Esto también determina el grado de absorción de los monómeros, oligómeros y finalmente durante la polimerización, el que haya o no depósito depende de la energía de la superficie del electrodo. (Wallace et al. 2009)

Para el depósito de PPy se necesitan potenciales anódicos que en los metales provocan oxidación (corrosión) en el aluminio y el acero se forman una capa de óxido aislante que impide la formación y el depósito del polímero conductor. Como sustrato en la electropolimerización del PPy se utilizan materiales inertes *glassy carbon* o metales nobles como el Oro y el platino. (Tallman et al., 2002)

Electrolito: Si el solvente es nucleofílico o contiene oxígeno disuelto puede que este reaccione con los estados intermedios de los monómeros afectando la polimerización. El monómero de pirrol tiene buena solubilidad en agua (~1M), la polimerización del pirrol en agua evita tener que usar químicos peligrosos, reduciendo los costos. La reacción de polimerización se da con bajas corrientes y voltajes a temperatura ambiente. (Wallace et al. 2009; Pissanaroon et. al, 2004)

La temperatura influye el transporte en la celda de monómeros, oligómeros y polímero, a modo de ejemplo los radicales libres generados por la oxidación del monómero pueden reaccionar con el oxígeno disuelto en la celda formando un producto de menor calidad, a mayores temperaturas las reacciones ocurren de manera más rápida. Los polímeros que tienen alta conductividad son producidos por polimerizaciones a bajas temperaturas. Se puede polimerizar el PPy a $-28\text{ }^{\circ}\text{C}$ utilizando el Propylene Carbonate como solvente. (Wallace et al., 2009)

Potencial: Si se aplica un potencial muy bajo, la tasa de polimerización puede ser tal que no haya depósitos sobre el electrodo de trabajo. A medida que se va depositando el PPy la resistencia del electrodo de trabajo se va incrementando cambiando la tasa de crecimiento del polímero. Para mantener el crecimiento uniforme del polímero se coloca un electrodo de referencia que no participa de las reacciones electroquímicas que ocurren en la celda, y que permite controlar efectivamente el potencial aplicado y maximizar la reproductibilidad del proceso de polimerización. (Wallace et al. 2009)

Otra alternativa es utilizar una celda con dos electrodos de manera galvanostática (corriente constante) asegurando que el polímero crece de manera uniforme, en esta configuración se debe cuidar de que el potencial en la celda no produzca el fenómeno de sobreoxidación. La sobreoxidación del PPy surge cuando se aplican tensiones elevadas con pérdidas de cargas en los átomos de Nitrógeno, formando enlaces C=O, reduciendo el dopado del material (Prissanaroon et al. 2004). Para obtener un mejor control del depósito se debe controlar la densidad de corriente aplicada, los cambios en el voltaje son menores que los cambios en la corriente cuando se controla el voltaje. (Maw et al. 2001)

La posición del electrodo auxiliar (CE) determina la forma del campo eléctrico generado y esto afecta la calidad y uniformidad del polímero depositado, por otro lado la superficie del mismo debe ser mucho mayor que la del electrodo de trabajo para no limitar las reacciones de oxidación en el electrolito. (Smela 1999)

Densidad de Corriente: La tasa de polimerización está determinada por la densidad de corriente aplicada. Si la densidad de corriente es muy baja hay oxidación pero no hay depósito, a densidades muy altas el potencial puede estar en la región donde se produce la sobreoxidación del polímero.

Lee et al. (2001) describe la polimerización de PPy en una celda galvanostática, utilizando Oro (Au) como electrodo de trabajo (ánodo) y Platino (Pt) como electrodo auxiliar donde se realiza la reducción (cátodo). La solución acuosa utilizada estuvo compuesta por 0.1M de monómero de pirrol y 0.1M de DS. En la Figura 4.5, se puede observar que el espesor del film de PPy(DS) es linealmente proporcional al tiempo de polimerización, para una densidad de corriente de $5.4\text{ }\mu\text{A}/\text{mm}^2$

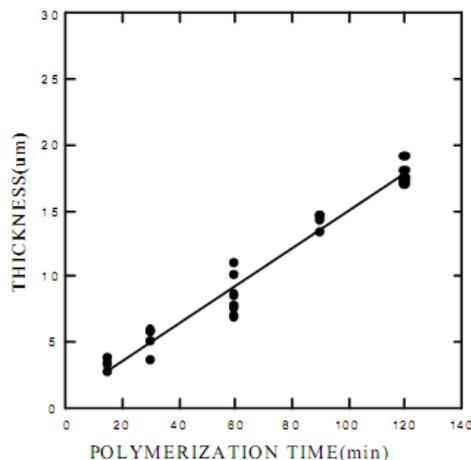


Figura 4.5: Espesor vs tiempo de polimerización. (Lee et al, 2001)

Lee et al. (2001) observaron que cuando el tiempo de polimerización superaba las cuatro horas el polímero obtenido era rígido y las deformaciones que se generaban en el proceso de síntesis eran permanentes, además observaron que la resistividad disminuía cuando se aumentaba la densidad de corriente de la deposición.

Maw et. al. (2001) demostró los cambios en las propiedades mecánicas de vigas de Kapton-Au-PPy(DBS), variando la densidad de corriente en el rango de 0.4 hasta 40 mA/cm². En la Figura 4.6 se observa los valores promedio del potencial en la celda electroquímica durante el proceso de electropolimerización del PPy(DBS) para las distintas densidades de corriente.

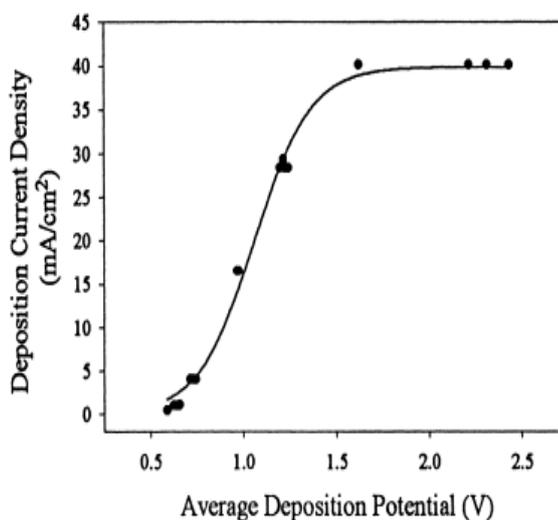


Figura 4.6: Densidad de corriente vs potencial promedio.

En la Figura 4.7 se presenta el desplazamiento de la viga durante el proceso de depósito, observándose que los mismos son mayores a menor densidad de corriente aplicada en la síntesis. En las pruebas potenciodinámicas se energizó el actuador en el rango de 0,4 a -1,1 a una tasa de 150 mV/s, se observó que durante la oxidación del polímero el desplazamiento y curvatura de la viga es mayor en los casos donde la densidad de corriente era más baja.

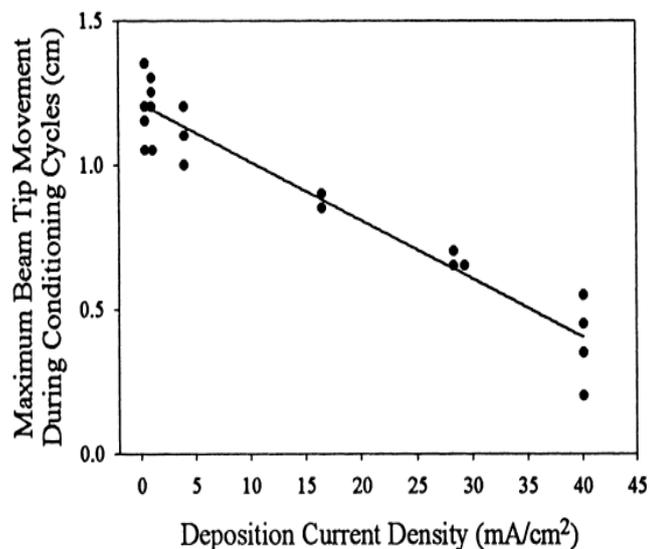


Figura 4.7: Máxima extensión del extremo de la viga vs densidad de corriente de depósito.

4.1.3 Técnicas para la caracterización eléctrica del PPy(DBS)

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 con una onda triangular de tensión. Para obtener un voltaje controlado y que el mismo no esté afectado por los cambios de la resistencia eléctrica del polímero conductor se incorpora a la celda electroquímica un tercer electrodo de referencia (Figura 4.8). El electrodo de referencia no participa de las reacciones electroquímicas en la celda manteniéndose como una referencia eléctrica estable en el proceso de medición. (Bard and Faulkner, 2001)

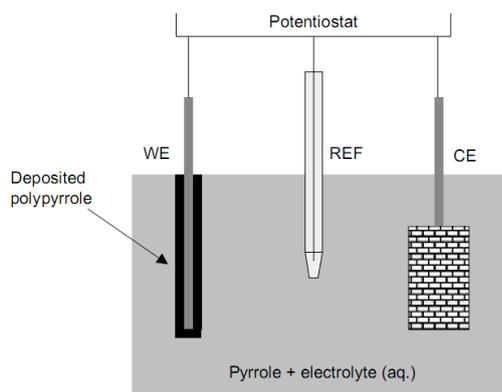


Figura 4.8: Celda electroquímica de tres electrodos.

WE: Electrodo de Trabajo, REF: Referencia, CE: Contraelectrodo

La ciclovoltamperometría del PPy(DBS) se realiza en el rango de tensión de 0 a -1 Volt con respecto al electrodo de Ag/AgCl, [Berdichevsky and Lo \(2008\)](#) reportan que ese

rango de tensiones corresponde al rango de 0 a -2,5 V entre el electrodo de trabajo y el contraelectrodo. En el rango de voltaje entre 0 y -1V se asegura la completa oxidación del PPy en 0V vs Ag/AgCl y la reducción a -1V vs Ag/AgCl sin efectos indeseados (Figura 4.9).

A mayores voltajes se produce la sobreoxidación del polímero, produciéndose reacciones irreversibles y a menor voltaje se produce la electrólisis del solvente que también daña el polímero.

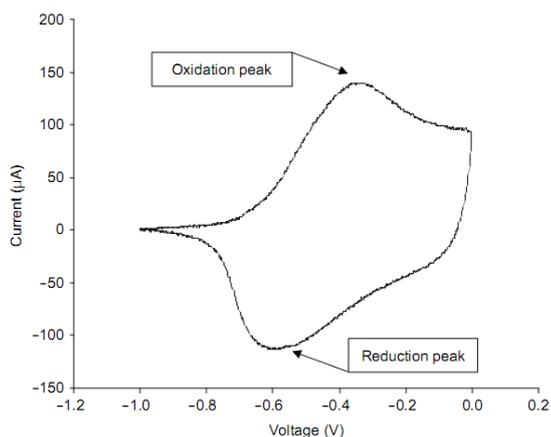


Figura 4.9: Ciclovoltamperograma a 50 mV/s de PPy(DBS) en electrolito de NaDBS de 0.1 M.

La aplicación de voltajes negativos (reducción) sobre el polímero incorpora electrones a la cadena principal, para mantener la neutralidad del material los iones Na^+ se desplazan desde el electrolito hasta la matriz polimérica compensando las cargas de los iones inmóviles DBS^- , el ingreso de los iones genera una presión osmótica que facilita el ingreso de agua. Cuando se aplica un voltaje de 0V vs Ag/AgCl los electrones son removidos del PPy y el polímero queda cargado positivamente expulsando los iones Na^+ hacia el electrolito, para preservar la neutralidad de cargas. Para determinar los tiempos de respuesta del material se utiliza la técnica electroquímica de cronoamperometría. (Bard and Faulkner, 2001)

En la Figura 4.10 se presenta la curva corriente vs tiempo para un film con un espesor de $30\mu\text{m}$ de espesor y un área mayor a 1cm^2 . En los primeros 60 segundos el polímero fue estimulado con un escalón de -1V con respecto al electrodo de referencia Ag/AgCl, los iones de Na^+ ingresan al polímero, como se puede observar en la curva la misma presenta puntos de inflexión.

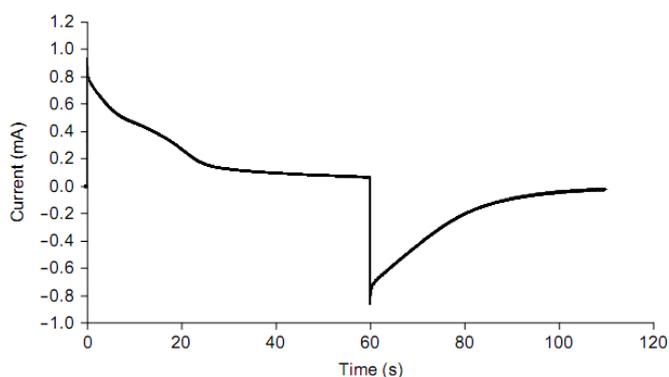


Figura 4.10: Cronoamperograma de PPY(DBS) con un área mayor a 1cm² y 30μm de espesor.

Durante la oxidación y la reducción del PPY ocurren cambios conformacionales que introducen retardos en la respuesta en corriente. Cuando el PPY está oxidado las cadenas poliméricas se compactan sin iones y sin agua. En la reducción del PPY, las cadenas tardan un tiempo en reconfigurar su estado conformacional, esto está relacionado con la repulsión electrostática del dopante DBS dentro de la matriz polimérica, el material se vuelve menos denso permitiendo la entrada de iones y agua al polímero. 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 and Lo, 2008)

Si el film de PPY(DBS) tiene un largo L y un espesor H la expansión del film bajo un voltaje que permita la reducción del PPY modificará las dimensiones como se presenta en las Ecuaciones 4.4 y 4.5.

$$\frac{\Delta L}{L} \approx 2 \text{ a } 3\% \quad 4.4$$

$$\frac{\Delta H}{H} \approx 30\% \quad 4.5$$

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.

4.2 Material y métodos

4.2.1 Fabricación de actuadores

En esta subsección se describen los procesos de fabricación de actuadores lineales (vigas en voladizo) y circulares (diafragmas), desarrollados en el laboratorio de Biomems de la Facultad de Ingeniería (UNER).

La fabricación de actuadores se divide en dos etapas, la primera donde se metaliza el sustrato y la segunda donde se deposita del PPy(DBS). En las experiencias realizadas se utilizó como sustrato poliimida de 25,4 μm de espesor (Kapton®, Dupont).

Las vigas se obtienen del cortado de láminas de Kapton-Au de 1 x 27 mm con un *cutter* en forma manual (Figura 4.11).

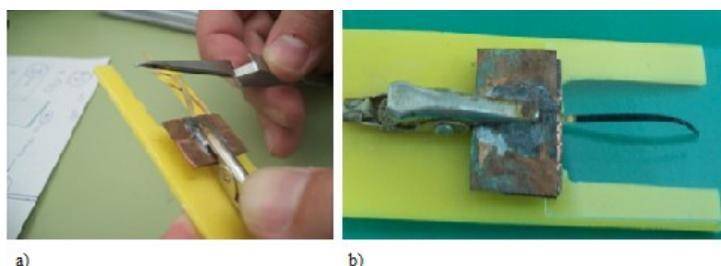


Figura 4.11: Etapas del proceso de fabricación de actuador Kapton-Au-PPy(DBS).

La superficie de Kapton se metalizó mediante un depósito de oro (Au) por *Sputtering* empleando el equipo descrito en el ANEXO 7.6, el proceso se realizó en vacío con una presión de aire menor a los 1mmTorr (por la acción de la bomba difusora) con aporte de Argón hasta alcanzar los 140-150 mmTorr donde se aplicó una tensión de 1500 Voltios con corrientes de 4-6 mA durante 15 minutos.

Para la conformación de electrodos circulares en diafragmas se utilizó procesos fotolitográficos utilizando mascarar, construidas en films de acetato, para delimitar el área de depósito como se observa en la Figura 4.12 a, en la Figura 4.12 b se observa el depósito de Oro sobre la totalidad de la superficie y en la Figura 4.12 c se observa la remoción de la fotoresina revelada con acetona obteniendo el electrodo de Kapton-Au.

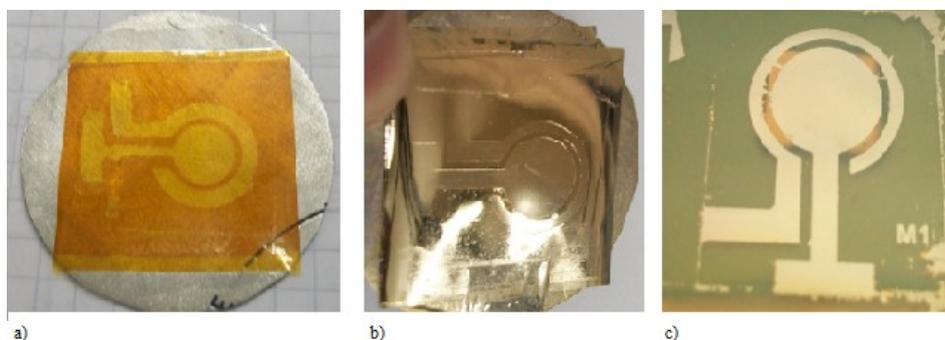


Figura 4.12: Etapas del proceso de fabricación del diafragma, depósito de Oro.

Para la preparación del electrolito donde se deposita el actuador se implementó una hoja de cálculo sistematizando los cálculos para distintos volúmenes y concentraciones,

considerando las propiedades físicas del Py (monómero) y del DBSNa (dopante). ANEXO 7.7. La duración del proceso de electropolimerización se calculo utilizando la Ecuación 4.6 propuesta por Smela (1999) para una densidad de corriente de 0,1mA/cm².

$$\text{Espesor (Amstrong)} = -150 + (53 \cdot \text{densidad de carga}) \quad 4.6$$

$$\text{densidad de carga} = \frac{\text{tiempo(seg)} \cdot \text{Corriente(mA)}}{\text{Area (cm}^2\text{)}} \quad 4.7$$

En las Tablas siguientes se presentan las dimensiones de los sustratos, la densidad de corriente y el tiempo de polimerización. En la Tabla 4.1 se calcula el espesor del film y la corriente necesaria para una determinada superficie, densidad de corriente y tiempo de polimerización.

Tabla 4.1: Espesor del film de PPy(DBS) para una densidad de corriente de 1mA/cm²

Variables	Valor	Unidades
Densidad de Corriente	1	mA/cm ²
Superficie de sustrato		
largo	2	cm
Ancho	0,1	cm
Tiempo de polimerización	30	Min
Resultados		
Corriente Aplicada	0,2	mA
cargas transferidas	360	mC
Espesor del Film	9,53E	μm

En la Tabla 4.2 se obtiene como resultado el valor de corriente y el tiempo de polimerización necesario para obtener un determinado espesor de film de PPy(DBS) y densidad de corriente.

Tabla 4.2: Tiempo de electropolimerización de PPy(DBS)

Variables	Valor	Unidades
Espesor del Film	25	μm
Densidad de Corriente	1	mA/cm ²
Superficie de sustrato		
largo	2	cm
Ancho	0,1	cm
Resultados		
Corriente Aplicada	0,2	mA
Tiempo de polimerización	78,66	Min
cargas transferidas	943,96	mC

Los depósitos de PPy(DBS) se realizan utilizando una celda electroquímica con dos electrodos, el solvente utilizado fue agua deionizada con bajas concentraciones de oxígeno en solución, para obtener el mismo se burbujeo nitrógeno en el solvente (Aprox 10 min).

En la Figura 4.13 se presenta la celda donde circula una corriente constante, los parámetros de corriente y voltaje son medidos por multímetros. Para fijar el valor de la corriente de depósito calculada se utiliza una resistencia conocida (Ej $R=100\ \Omega$) seleccionando el valor de la corriente con un multímetro multivoltas. Cuando se obtiene la corriente deseada se reemplaza la corriente por la celda electroquímica.



Figura 4.13: Celda de depósito de PPy(DBS)

Con el multímetro digital se puede registrar los cambios de la diferencia de potencial en la celda por efecto del cambio de resistencia del electrodo de trabajo en la medida que se deposita PPy(DBS).

En la Figura 4.14 se presenta la metodología utilizada para determinar las dimensiones de la viga y el espesor de la misma después del depósito de PPy(DBS). Para determinar el espesor se utiliza un micrómetro digital ($\pm 1\ \mu\text{m}$), para el ancho y el largo se utiliza el software Kinovea

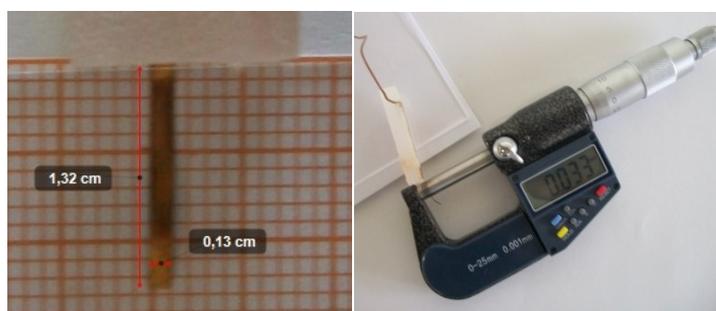


Figura 4.14: Dimensiones de la viga de Kapton-Au-PPy(DBS).

Para implementar los procesos de fabricación de actuadores se adecuaron y desarrollaron equipos y dispositivos para el depósito del metal y el polímero PPy(DBS) que se describen y detallan en el ANEXO 7.6.

4.2.2 Caracterización de actuadores

Para la caracterización de los dispositivos se utilizó un generador de señal *GFG-8219A Instek* (function generator) que permite variar la forma de onda de la tensión de estimulación (señales cuadradas, rampas, sinusoidales) y un osciloscopio *GDS-806C Instek (Digital Storage Oscilloscope)*.

El conexionado eléctrico de la celda electroquímica con el osciloscopio, el generador de señales y la resistencia de medición ($R_m=10\Omega$) se presenta en la Figura 4.15. La corriente que circula por la celda se calcula a partir de medir la tensión sobre R_m en el canal 2 del osciloscopio. El valor de $R_m \ll R$ del electrolito (se estima la resistencia de la celda entre 100 a 300 Ω), el valor de la resistencia de la celda más los cables se calcula utilizando la ecuación 4.10.

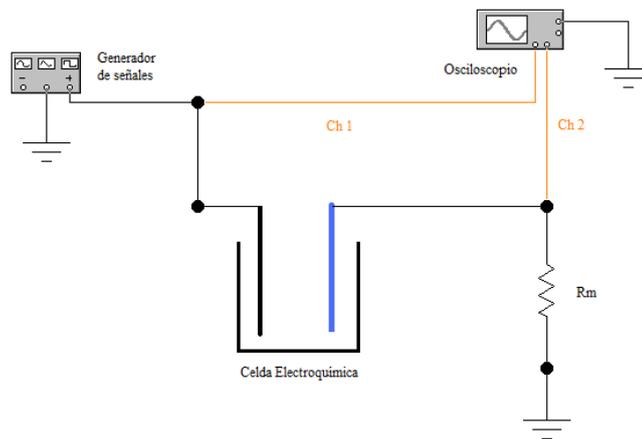


Figura 4.15: Conexionado de la celda electroquímica.

$$\frac{V_{ch1}}{im} = (R_{cel} + R_m) \tag{4.8}$$

$$im = \frac{V_{ch2}}{R_m} \tag{4.9}$$

$$R_{cel} = \frac{V_{ch1}}{im} - R_m \tag{4.10}$$

La caracterización de los actuadores (vigas o diafragmas) se realiza en una celda electrolítica donde el electrolito es agua deionizada con bajo contenido de oxígeno y con una concentración de 0,1 Molar de DBS.

a. Celda electroquímica para caracterizar vigas

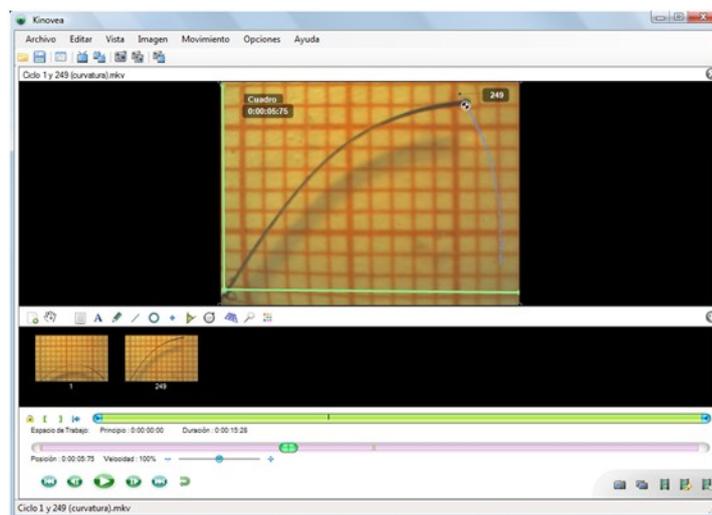
En la Figura 4.16a se presenta la celda de caracterización de vigas basada en una cápsula de Petri, la viga está sujeta en forma paralela al contraelectrodo de acero inoxidable con una separación de 15 mm de distancia.



Figura 4.16: Setup para la caracterización de vigas Kapton-Au-PPy(DBS).

En la Figura 4.16 b se observa la ubicación de la celda en la platina de la lupa binocular, el generador de señales y el osciloscopio.

Para la obtención de las imágenes se utilizó una cámara de video marca Micron de 1,3 Megapíxeles con tamaño de píxel $3,6\mu\text{m} \times 3,6\mu\text{m}$. En la Figura 4.17 se presenta 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)



Visualización de video.

Herramienta de anotación de imágenes.

Fotografías de cuadros

Delimita la región de interés en el video

Figura 4.17: Interfase software Kinovea.

b. Celda electroquímica para caracterizar diafragma

La celda está compuesta por tres piezas como se observa en la Figura 4.18, donde las tapas permiten fijar los electrodos de trabajo y contraelectrodo al reservorio mediante cuatro tornillos. La celda tiene un reservorio de 14mm de diámetro por 20 mm de profundidad que almacena 4 ml de electrolito.



Figura 4.18: Módulo de celda electroquímica.

En la Figura 4.19 se observa el proceso de llenado de la celda con electrolito, el mismo se realiza con una jeringa de 10 Cm³ y el conexionado eléctrico de la misma, la celda se conecta de igual forma como se presentó en la Figura 4.15.

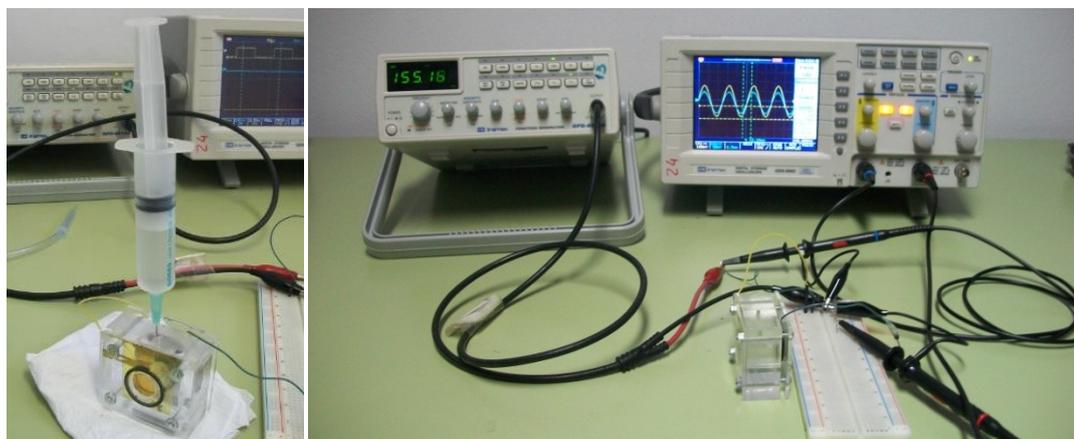


Figura 4.19: Cargado de electrolito y conexionado de la celda.

En la Tabla 4.3 se presentan los ensayos a realizar en los actuadores fabricados.

Tabla 4.3: Experiencias de caracterización de actuadores

Experiencia	Dispositivo	Ensayo a realizar
I	Viga Kapton-Au-PPy(DBS)	1.1 Cronoamperometría 1.2 Medición de desplazamientos y curvatura
II	Viga Kapton-Au-PPy (DBS)	2.1 Cronoamperometría 2.2 Medición de desplazamientos y curvatura
III	Diafragma Kapton-Au-PPy(DBS)	3.1 Cronoamperometría 3.2 Ciclovoltamperometría 3.3 Impedanciometría

4.3 Resultados

4.3.1 Fabricación

En esta subsección se presentan los resultados obtenidos en la fabricación de los actuadores de Kapton-Au-PPy(DBS). En primer lugar se presentan dos experiencias de fabricación de actuadores lineales (vigas) y luego se describe la fabricación de un diafragma circular donde en el mismo plano se incluye el electrodo de referencia y el contraelectrodo.

Viga de Kapton-Au-PPy(DBS)

Experiencia 1

En la Tabla 4.4 se presenta el espesor del depósito obtenido de PPy(DBS) de la experiencia 1, el espesor teórico calculado y los parámetros de electrodeposición de la celda.

Tabla 4.4: Parámetros del proceso de electropolimerización y de la viga obtenida.

Parámetros de la electrodeposición			Largo [mm]	Ancho [mm]	Espesor del depósito de PPy(DBS) [μm]		
Corriente depósito	Duración del depósito	Espesor teórico PPy			Proximal	Medial	distal
0,15 mA	30 min	5,5 μm	11,7	1,3	7,3	7,3	7,3

El film de PPy(DBS) depositado difiere en 33% del valor calculado con las ecuaciones 4.6 y 4.7.

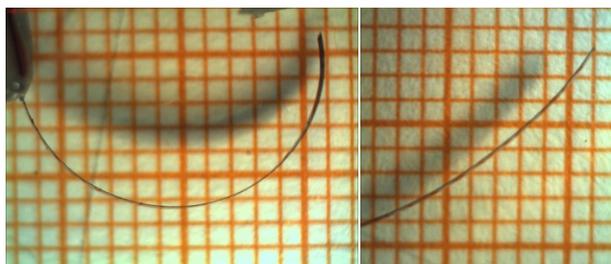


Figura 4.20: Curvatura de la viga. Izquierda: Deshidratada, Derecha: hidratada

Posterior al proceso de síntesis la viga fue inmersa en agua deionizada y se dejó secar por doce horas, como se observa en la Figura 4.20 la curvatura de la viga aumenta, al hidratarse en la solución de NaDBS disminuye su curvatura.

Experiencia 2

En la Tabla 4.5 se presenta el espesor del depósito obtenido de PPy(DBS) de la experiencia 2, el espesor teórico calculado y los parámetros de electrodeposición de la celda.

Tabla 4.5: Parámetros del proceso de electropolimerización y de la viga obtenida, experiencia 2.

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

Debido al curvado del film de Kapton-Au-PPy(DBS) durante el proceso de polimerización se observó un depósito de PPy(DBS) en la parte posterior del film, la que también explica el espesor aumentado de la viga en el extremo. Este defecto del

depósito se logra corregir en los sucesivos depósitos colocando una lámina de Kapton de 75 μm en la parte posterior de la viga.

Diafragma de Kapton-Au-PPy(DBS)

En el diafragma de Kapton de la Figura 4.21 a se deposita el actuador de PPy(DBS) como se observa en la Figura 4.21 b.

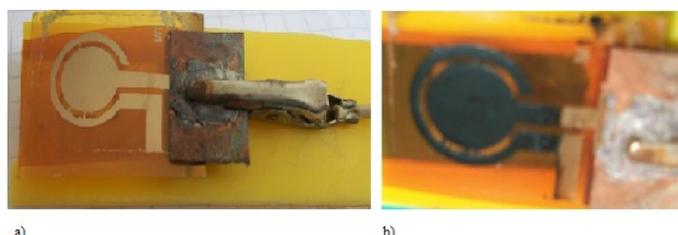


Figura 4.21: Etapas del proceso de fabricación del diafragma, depósito de PPy(DBS).

En la Tabla 4.6 se presentan los parámetros que describen el proceso de electropolimerización y el espesor del actuador obtenido en el diafragma.

Tabla 4.6: Parámetros del proceso de electropolimerización y dimensiones del diafragma.

Parámetros de la electrodeposición			Diam [mm]	Espesor del depósito [μm]	
Corriente depósito	Duración del depósito	Espesor teórico PPy		min	Max
0,775 mA	99 min	30 μm	10	35	38

En la Figura 4.22 se presenta la variación del voltaje en la celda electroquímica durante el proceso de electropolimerización. El electrolito utilizado fue de 25 ml con una concentración de 0,1M de DBS-Na y 0,17ml del monómero Pirrol, la densidad de corriente empleada fue de 1 mA/cm².

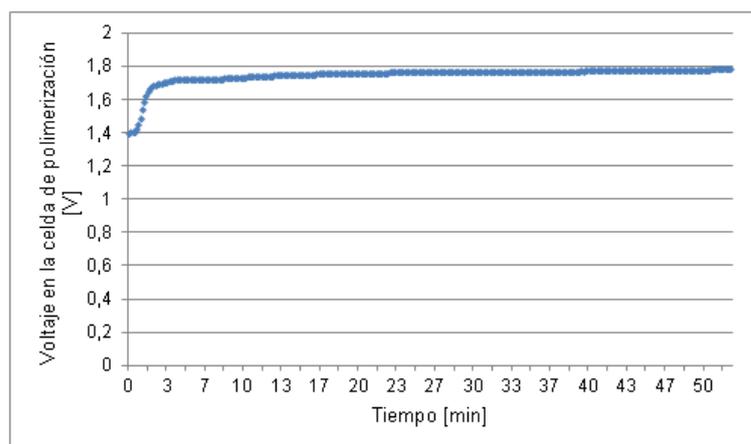


Figura 4.22: Variación del voltaje durante la polimerización del PPy(DBS)

En la Tabla 4.7 se detallan los cambios de resistencia de la celda durante el proceso de polimerización, los cambios se deben al aumento del espesor del film de PPy(DBS).

Tabla 4.7: Variación de la resistencia eléctrica de la celda durante la electropolimerización.

Tiempo [min]	Resistencia [Ohm]	Variación resistencia
0	1803,87	
10	2241,29	437,42
20	2274,84	33,55
30	2285,16	10,32
40	2290,32	5,16
50	2298,06	7,74
52	2301,94	3,87

4.3.2 Caracterización

Experiencia 1- Ensayo Cronoamperometria

La celda electroquímica presentada en la Figura 4.16 fue estimulada con una señal cuadrada de 153 mHz, en la Tabla 4.8 se observan los valores de tensión aplicada y el período de la señal.

Tabla 4.8: Señal de estimulación de la celda.

Parámetros	Descripción	Valor	Unidad
Vpp	Voltaje pico a pico	1,76	V
Vmáx	Voltaje máximo	0	V
Vmin	Voltaje mínimo	-1,76	V
T	Periodo de la Señal	6,52	S

En la Tabla 4.9 se presentan el conjunto de parámetros seleccionados en la visualización y discretización de las señales de los canales 1 y 2 en el osciloscopio.

Tabla 4.9: Parámetros de visualización en el osciloscopio.

Parámetro	CH1	CH2	Unidades
Número de divisiones en Y (Voltaje)	10	10	
Voltios por divisiones	0,5	0,05	Voltios
Voltaje máximo	5,00	0,5	Voltios
Factor de escala = (5V/256)	1,96E-02	1,96E-03	Voltios/Nivel de discretización
Número de divisiones X (Tiempo)	20	20	
TIME/DIV	1,00	1,00	
Tiempo total en pantalla	20	20	Segundos
Número de datos por archivo digital	500	500	
Período de muestreo =(Tiempo/número de datos)	4 E-02	4 E-02	Segundos
Modo de adquisición	Peek detect		

En la Figura 4.23 se presenta la señal de estimulación descrita en la Tabla 4.8 y la respuesta de la celda, calculada a partir de medir la diferencia de tensión sobre la resistencia R_m (10 Ohm), en la Figura 4.24.

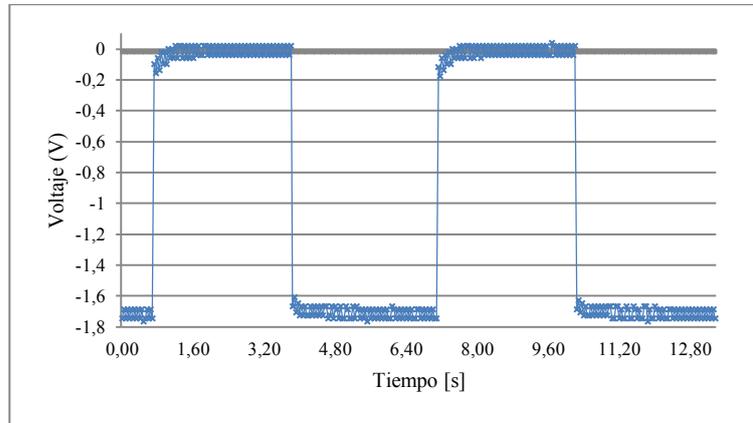


Figura 4.23: Señal de estimulación de la celda.

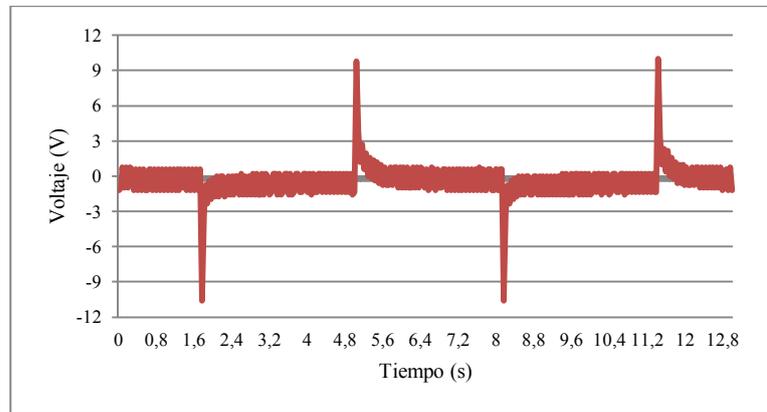


Figura 4.24: Señal de respuesta de la celda

A partir de modelar la celda como un circuito RC y analizando seis períodos de la señal de respuesta se calcularon los parámetros característicos.

Tabla 4.10: Parámetros RC de la celda.

Ciclo	$I_{m\acute{a}x}$	$R_T = V/I_{m\acute{a}x}$	$\tau = 0,37 \cdot I_{m\acute{a}x}$	$C = \tau / (R_T - R_i - R_m)$	$I_{m\acute{i}n}$	$R_T = V/I_{m\acute{i}n}$	$\tau = 0,37 \cdot I_{m\acute{i}n}$	$C = \tau / (R_T - R_i - R_m)$
Unidad	mA	Ohm	Segundo	Faradio	mA	Ohm	Segundo	Faradio
1	9,80	178,5	0,04	3,38E-04	-10,59	165,28	0,04	3,80E-04
2	9,80	178,5	0,04	3,38E-04	-10,59	165,28	0,04	3,80E-04
3	9,80	178,5	0,04	3,38E-04	-10,59	165,28	0,04	3,80E-04
4	9,80	178,5	0,04	3,38E-04	-10,59	165,28	0,04	3,80E-04
5	10,00	175	0,04	3,48E-04	-10,78	162,27	0,04	3,91E-04
6	9,80	178,5	0,04	3,38E-04	-10,59	165,28	0,04	3,80E-04
Promedio	9,84	177,92	0,04	3,4E-04	-10,62	164,78	0,04	3,8E-04
Desvío	0,08	1,43	0,00	4,2E-06	0,08	1,23	0,00	4,6E-06

De las graficas se obtuvieron los valores de corrientes máximas, mínimas y tiempos para el cual la corriente decae al 37% de su valor máximo y mínimo; lo que permite obtener los valores de resistencia y de capacidad del actuador, como se observa en la Tabla 4.10. Para el cálculo de la resistencia de la celda se tuvieron en cuenta la resistencia interna del generador de señal ($R_i=50\text{ Ohm}$) y la resistencia de medición ($R_m=10\text{ Ohm}$).

Para la celda analizada, compuesta por una viga de Kapton-Au-PPy(DBS) con una superficie de $15,21\text{ mm}^2$ y un espesor $7,3\text{ }\mu\text{m}$, obtenido en un proceso de polimerización de 30 minutos con una densidad de corriente de $0,99\text{ mA/cm}^2$. La resistencia eléctrica de la celda está en el rango comprendido entre $117,92$ y $104,78\text{ Ohm}$ y la capacidad entre $3,4\text{E-}04$ y $3,8\text{E-}04$ Faradios. Considerando que la capacidad del circuito esta mayoritariamente concentrada en el polímero se calcula la capacidad volumétrica, obteniendo que la misma esta en el rango de $4,06\text{E+}06$ y $4,54\text{E+}06\text{ F/m}^3$ (Tabla 4.11).

Tabla 4.11: Capacidad volumétrica

	Hemiciclo (+)	Hemiciclo (-)	Unidades
Capacidad	3,40E-04	3,80E-04	Faradios
Volumen	8,37E-11	8,37E-11	m^3
Capacidad volumétrica	4,06E+06	4,54E+06	F/m^3

Experiencia 1- Medición de desplazamientos y curvatura

En base a las imágenes registradas del desplazamiento de la viga (Figura 4.25), se obtuvieron los radios de curvatura de la viga cuando la tensión de alimentación fue de 0 y de $-1,76\text{ V}$.

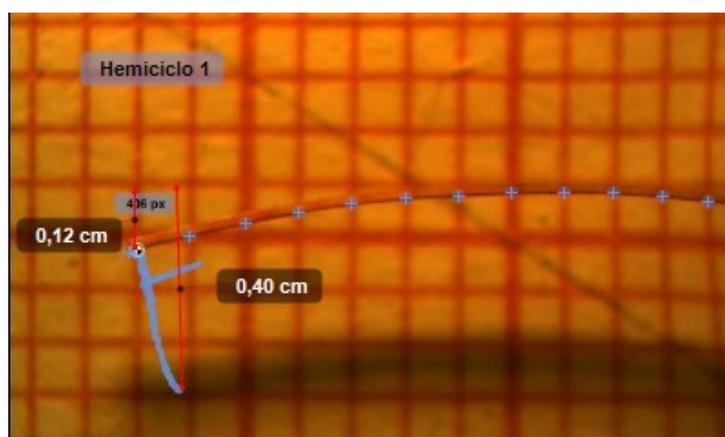


Figura 4.25: Desplazamientos de la Viga de la horizontal para 0V y $-1,76\text{V}$.

El radio de curvatura de la viga pasa de $17,11$ a $57,03\text{ mm}$ cuando la tensión pasa de 0 a $-1,76\text{ V}$ como se observa en la Tabla 4.12.

Tabla 4.12: Radio de curvatura de la viga, experiencia 1.

Tensión	δ [mm]	Long[mm]	K [mm ⁻¹]	R [mm]
0 V	4	11,7	0,058	17,11
-1,76 V	1,2	11,7	0,017	57,03

Experiencia 1- funcionamiento del dispositivo fuera de rango

Como se puede observar en la Figura 4.26, cuando la diferencia de potencial es de 2,4 voltios, se comienza a disociar el agua en hidrógeno (en el electrodo de Kapton-PPy) y en oxígeno (en el contra electrodo de Acero Inox)

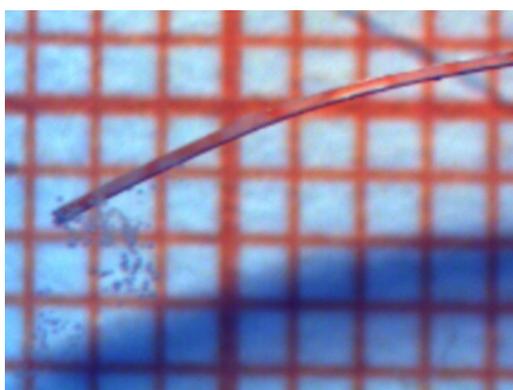


Figura 4.26: Electrolysis del agua, V=-2,4 Voltios con respecto CE.

Posterior a los ensayos con tensiones que provocan electrolysis del solvente se observó con la viga deshidratada fenómenos de delaminación (Figura 4.27).



Figura 4.27: Delaminación en el actuador Kapton-Au-PPy(DBS)

Experiencia 2- Ensayo Cronoamperometria

Para la caracterización de la viga se realizó una cronoamperometria y se analizó la cinemática de la viga durante la actuación en una celda de 0,1 Molar de NaDBS. En la Tabla 4.13 se presentan el conjunto de parámetros seleccionados en la adquisición y visualización de las señales de los canales 1 y 2 en el osciloscopio.

Tabla 4.13: Parámetros del Osciloscopio.

Parámetro	CH1	CH2	Unidades
Número de divisiones en Y (Voltaje)	10	10	
Voltios por divisiones	2,00E-02	2	Voltios
Voltaje máximo	2,00E-01	20	Voltios
Factor de escala = (20V/256)	7,81E-04	7,81E-02	Voltios/Nivel de discretización
Número de divisiones X (Tiempo)	20	20	
Time/Div	5	5	
Tiempo total en pantalla	100	100	Segundos
Número de datos por archivo digital	500	500	
Período de muestreo =(Tiempo/número de datos)	0,2	0,2	Segundos
Modo de adquisición	Peek detect		

La celda electroquímica fue estimulada con una señal cuadrada de 59,4 mHz, en la Tabla 4.14 se observan los valores de tensión aplicada y el período de la señal.

Tabla 4.14: 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

En la Figura 4.28 se presentan las señal de estimulación y en la Figura 4.29 la de respuesta de la celda electroquímica.

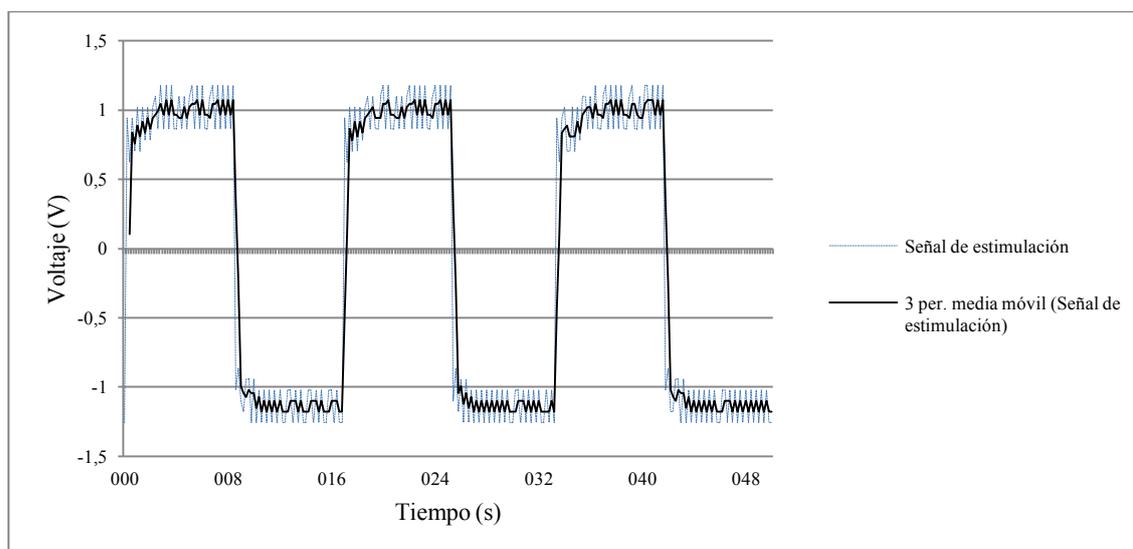


Figura 4.28: Señal de estimulación de la celda.

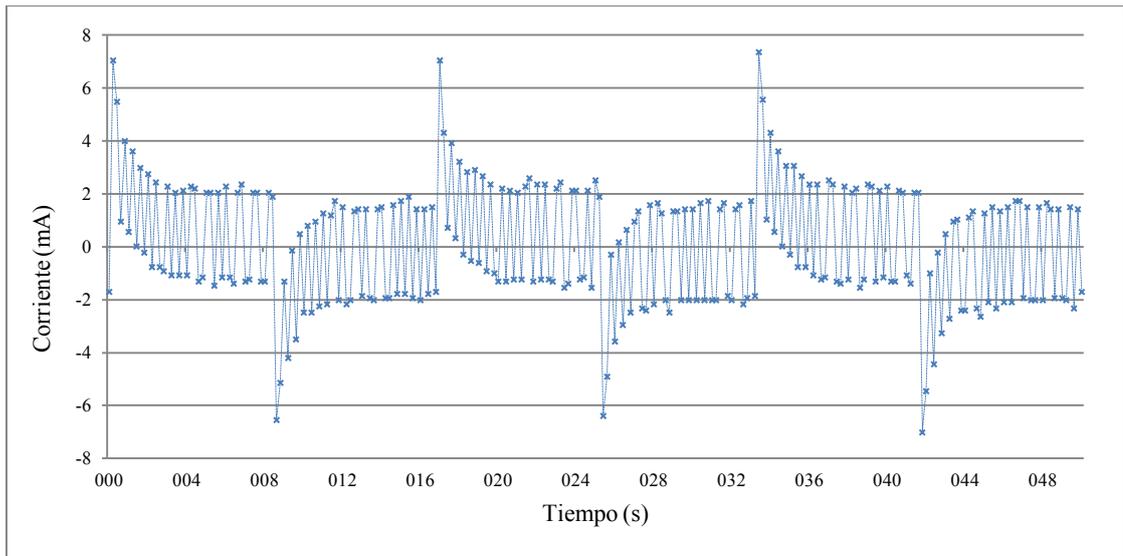


Figura 4.29: Señal de respuesta de la celda adquirida en modo “Peek Detect”

En la Tabla 4.15 y Tabla 4.16 se presentan los valores de las corrientes máximas y mínimas medidas en seis ciclos de la señal de respuesta. A partir de los mismos se calculan los valores de Resistencia de la celda electroquímica y la capacidad del circuito RC.

Tabla 4.15: Parámetros RC de la celda Hemiciclo (+), experiencia 2.

Ciclo	Diferencia de Potencial (V)	Corriente máxima (mA)	0,37 de Corriente máxima (mA)	T (i=0,37 imax)	Resistencia (Rt)	Resist. Celda (Rt-Ri-Rm)	Capacidad (T(0,37imax)/Rt)
1	2,2	8,75	3,24	1,2	251,43	191,43	4,77E-03
2	2,2	8,75	3,24	1,2	250,98	190,98	4,78E-03
3	2,2	9,22	3,41	1,2	238,22	178,22	5,04E-03
4	2,2	9,14	3,38	1,2	240,25	180,25	4,99E-03
5	2,2	9,38	3,47	1,2	234,25	174,25	5,12E-03
6	2,2	9,06	3,35	1,2	242,33	182,33	4,95E-03
Promedio	2,2	9,05	3,35	1,2	242,91	182,91	4,94E-03
Desvío Estándar	0	0,25	0,09	0	6,96	6,96	1,41E-04

Tabla 4.16: Parámetros RC de la celda Hemiciclo (-), experiencia 2.

Ciclo	Diferencia de Potencial (V)	Corriente máxima (mA)	0,37 de Corriente máxima (mA)	T (i=0,37 imax)	Resistencia (Rt)	Resist. Celda (Rt-Ri-Rm)	Capacidad (T(0,37imax)/Rt)
1	-2,2	-8,44	3,12	1	260,28	200,28	3,84E-03
2	-2,27	-8,28	3,06	1	274,66	214,66	3,64E-03
3	-2,2	-9,06	3,35	1	242,33	182,33	4,13E-03
4	-2,2	-8,83	3,27	1	248,76	188,76	4,02E-03
5	-2,2	-8,75	3,24	1	250,98	190,98	3,98E-03
6	-2,2	-8,75	3,24	1	251,43	191,43	3,98E-03
Promedio	-2,21	-8,68	3,21	1	254,74	194,74	3,93E-03
Desvío Estándar	0,03	0,28	0,1	0	11,33	11,33	1,69E-04

En la Tabla 4.17 se calcula la capacidad volumétrica del actuador considerando que la capacidad esta mayoritariamente concentrada en el actuador y utilizando un valor promedio entre los diferentes valores de espesor reportados en la Tabla 4.4.

Tabla 4.17: 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

Para la celda analizada en la experiencia 2, compuesta por una viga de Kapton-Au-PPy(DBS) con una superficie de 15 mm² y un espesor promedio de 11,33 μm, obtenido en un proceso de polimerización de 40 minutos con una densidad de corriente de 1,33 mA/cm². 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 2,32E+07 y 2,91E+07 F/m³.

Experiencia 2- Medición de desplazamientos y curvatura

Se filmó el movimiento del actuador en la celda a 32 cuadros/seg, utilizando el software Kinovea se obtuvieron las posiciones del extremo en un periodo de 46,93 segundos. En la Figura 4.30 se presenta el eje coordenado XY de referencia y los desplazamientos del extremo de la viga en relación al eje coordenado.

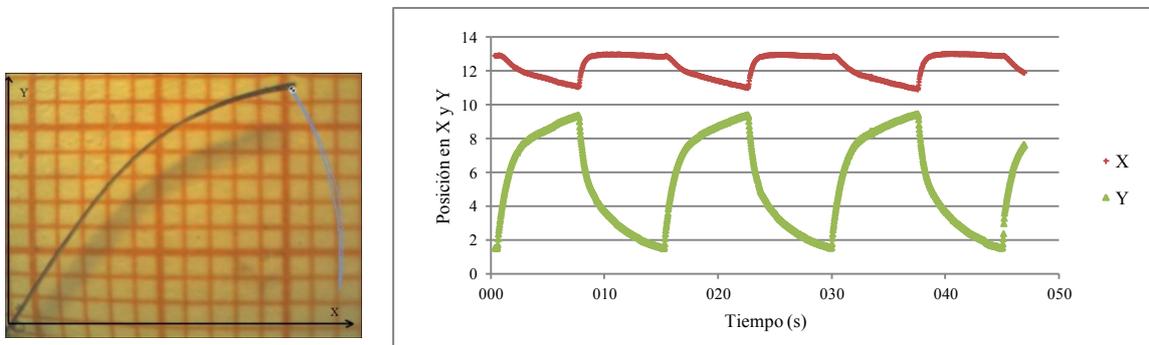


Figura 4.30: Movimiento del actuador en la celda de caracterización.

Izq: Ejes coordenados. Der: Desplazamientos en el eje X y Y del extremo de la viga.

En la Tabla 4.18 se presentan las coordenadas de la máxima y mínima excursión del extremo de la viga, extraídas de la Figura 4.30b.

Tabla 4.18: Coordenadas de las posiciones del extremo de la viga

Excursión	PosX	PosY
Máxima	12,99	9,41
Mínima	10,99	1,53
Promedio	12,31	5,45

Se observa que la velocidad en el desplazamiento es mayor en los primeros segundos de la salida y del regreso de la viga, el período promedio entre la ida y la vuelta de la viga es de $14,84 \pm 0,12$ segundos. Se analizó el del primer ciclo de desplazamientos identificando la curvatura inicial y final de la viga cuando el polímero aumenta sus dimensiones por el ingreso de Sodio y Agua.

En la Figura 4.31 se presentan tres cuadros del video, con las posiciones iniciales ($t=0s$), de máxima excursión de la viga ($t=7,78s$) y el retorno a la posición inicial ($t=15,25s$).

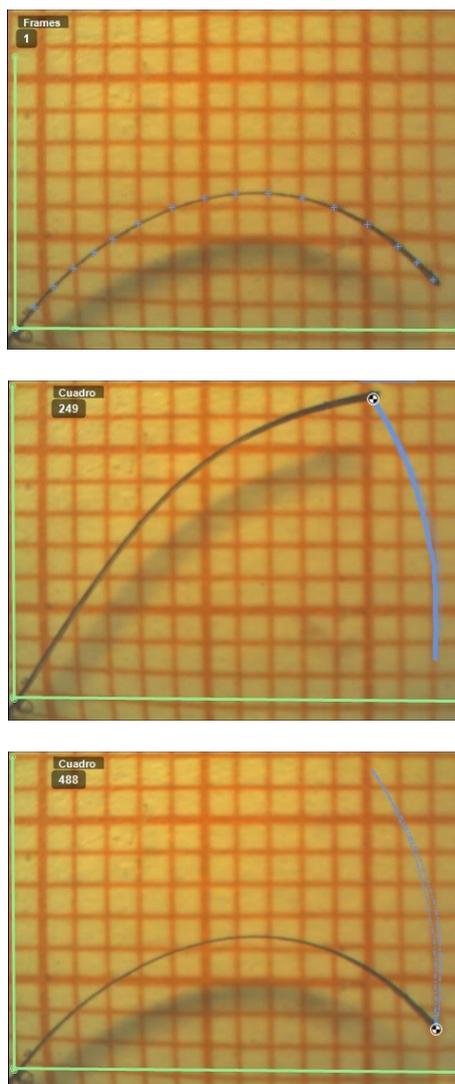


Figura 4.31: Posiciones de la viga, a) $t=0$ s, b) $t=7,78$ s, c) $t=15,25$ s.

En base a las imágenes registradas (Figura 4.32) se obtuvieron los parámetros para el cálculo de la curvatura.

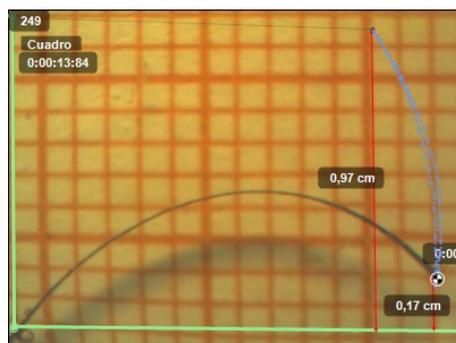


Figura 4.32: Parámetros para el cálculo de la curvatura.

El radio de curvatura de la viga pasa de 11,60 a 66,17 mm cuando la tensión pasa de 1 a -1,12 V como se observa en la Tabla 4.19.

Tabla 4.19: Radio de curvatura de la viga, experiencia 1.

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

Experiencia 3- Ensayo Cronoamperometria

Para la caracterización del actuador se utilizó la celda descrita en la sección material y métodos, el electrolito fue 4 ml de DBS-Na a 0.1M y un contraelectrodo de acero inoxidable con un área de 1,53 cm² (diámetro 14 mm). Se realizó un estudio cronoamperometricos, la estimulación de la celda fue realizada con una onda cuadrada con un ciclo de trabajo del 50% y periodo de 43 segundos, en la Tabla 4.20 se presentan los valores mínimos y máximos de la señal.

Tabla 4.20: Estudio cronoamperometrico.

	Vmin	Vmax	Frecuencia	Periodo
Voltaje de estimulación	-1,72 V	0,20 V	23,26 mHz	42,99 seg

En la Figura 4.33 se presenta la superposición de cinco ciclos de la señal de respuesta de la celda electroquímica.

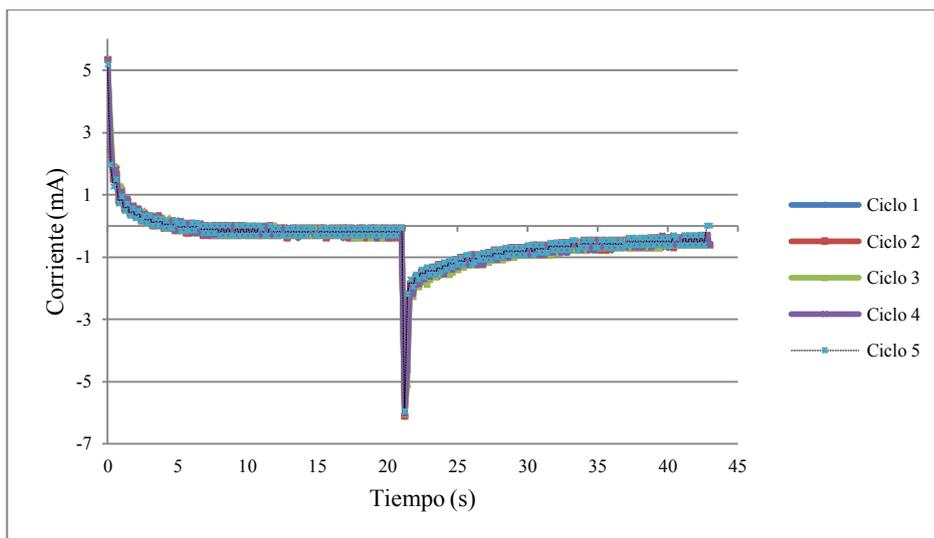


Figura 4.33: Señal de respuesta de la celda, corriente eléctrica.

En la Tabla 4.21 se presentan los valores de corriente y constantes de tiempo para cinco ciclos.

Tabla 4.21: Corrientes y constantes de tiempo de la celda, caso 1.

Ciclo	$I_{m\acute{a}x}$	$RT= V/I_{m\acute{a}x}$	τ (0,37* $I_{m\acute{a}x}$)	$C= \tau / (RT- R_i- R_m)$	$I_{m\acute{i}n}$	$RT= V/I_{m\acute{i}n}$	τ (0,37* $I_{m\acute{i}n}$)	$C= \tau / (RT- R_i- R_m)$
1	5,33	360	0,3	1,43E-03	-6,11	313,85	0,4	2,44E-03
2	5,33	360	0,3	1,43E-03	-6,11	313,85	0,4	2,44E-03
3	5,33	360	0,3	1,43E-03	-6,03	317,92	0,4	2,38E-03
4	5,33	360	0,3	1,43E-03	-6,03	317,92	0,4	2,38E-03
5	5,18	371	0,2	9,05E-04	-5,96	322,11	0,2	1,16E-03
Promedio	5,30	362,18	0,28	1,3E-03	-6,05	317,13	0,36	2,2E-03
Desvío	0,07	4,88	0,04	2,3E-04	0,07	3,45	0,09	5,6E-04

En base a los valores obtenidos se calculan los valores de resistencia de la celda y la capacidad volumétrica del actuador (Tabla 4.22).

Tabla 4.22: Parámetros RC de la celda

Parámetro	Fórmula	hemiciclo +	hemiciclo -	Unidades
Resistencia total (RT)	$RT=V/i$	362,18	317,13	Ohm
Resistencia fuente (Rf)	Dato	50	50	Ohm
Resistencia medición (Rm)	Dato	100	100	Ohm
Resistencia Celda (Rc)	$R_c=RT-R_f-R_m$	212,18	167,13	Ohm
Capacidad	$\tau=RC$	1,30E-03	2,20E-03	Faradios
Área base	Medido	7,85E-03	7,85E-03	m ²
Altura	Medido	3,60E-05	3,60E-05	m
Volumen	$V=Área\ base \times\ altura$	2,83E-07	2,83E-07	m ³
Capacidad Volumétrica	$C_v=C/V$	4,60E+03	7,78E+03	F/m ³

Para la celda con un diafragma de Kapton-Au-PPy(DBS) con una superficie de $78,74 \text{ mm}^2$ y un espesor promedio de $36 \text{ }\mu\text{m}$, obtenido en un proceso de polimerización de 99 minutos con una densidad de corriente de 1 mA/cm^2 . La resistencia eléctrica de la celda está en el rango comprendido entre $167,13$ y $212,18 \text{ Ohm}$ y la capacidad entre $1,30\text{E}-03$ y $2,20\text{E}-03$ Faradios. La capacidad volumétrica del actuador se encuentra en el rango de $4,60\text{E}+03$ y $7,78\text{E}+03 \text{ F/m}^3$.

En el estudio cronoamperometrico realizado no se observaron a simple vista desplazamientos del mismo cuando era estimulado, en la Figura 4.34 se presenta el montaje del diafragma a la celda de caracterización, la fijación del mismo a la celda se realizo por pegado.

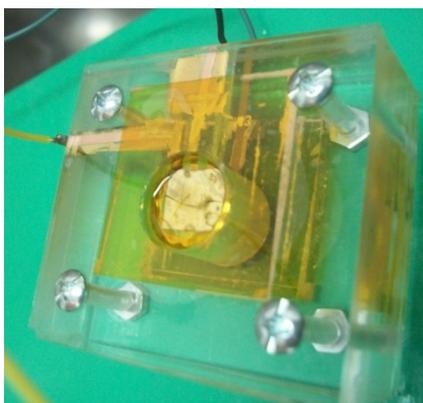


Figura 4.34: Celda electroquímica con electrodo de trabajo desplazable.

Experiencia 3- Ensayo de Ciclovoltamperometria

Con el objetivo de conocer la interacción del polímero con el electrolito se realizó un estudio ciclovoltamperometrico. Este estudio permite encontrar a que valores de tensión se da la oxidación-reducción del polímero.

La oxidación se da cuando se incrementa la corriente por aumento del ingreso de iones sodio al polímero, cuando la tensión pasa de un valor positivo a uno negativo y el pico de reducción donde el potencial pasa del valor negativo al positivo con la salida del sodio de la matriz polimérica. En la Figura 4.35 se presenta las señales de tensión y corriente para realizar un estudio ciclo voltamperometrico del actuador del diafragma. Para el mismo se utilizó como señal de estimulación una señal triangular con los valores descriptos en la Tabla 4.20.

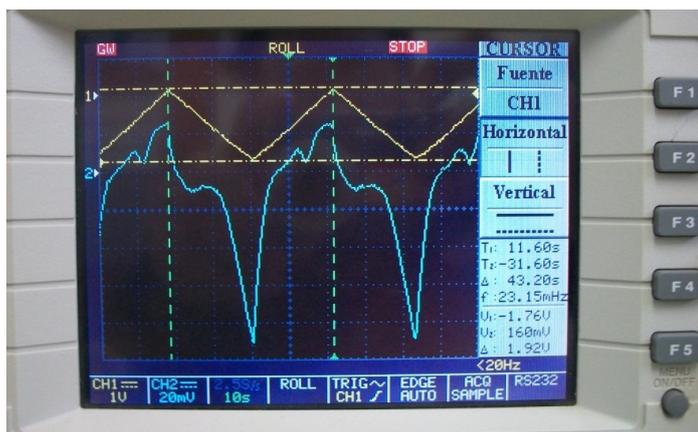


Figura 4.35: Señales de estimulación y respuesta para una ciclovoltamperometria.

Se observan en la parte central de la rampa de accenso y descenso “picos” relacionados con reacciones de oxidación-reducción en el polímero. Al incrementar el valor absoluto del voltaje de estimulación se incrementa el valor absoluto de la corriente, esto sería un indicador de que el circuito RC estaría en paralelo con un componente resistivo.

En las Figura 4.36, Figura 4.37 y Figura 4.38 se presentan estudios ciclovoltamperometricos con distintas tensiones de estimulación.

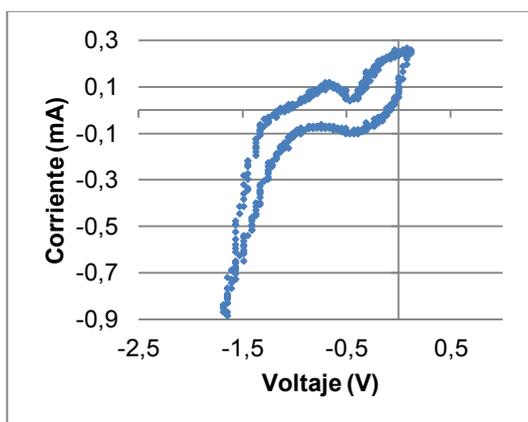


Figura 4.36: Señal de estimulación $V_{min}=-1,72$, $V_{max}=0,2$, Velocidad= 90mV/s.

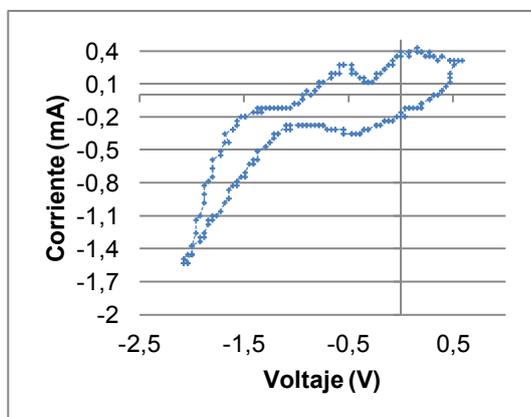


Figura 4.37: Señal de estimulación $V_{min}=-2,1$ $V_{max}=0,6$, Velocidad= 122mV/s.

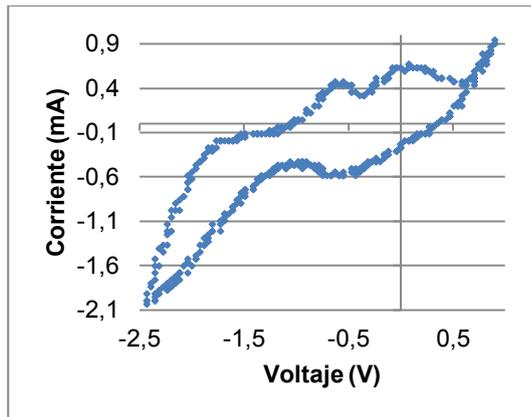


Figura 4.38: Señal de estimulación $V_{min}=-2,5$ $V_{max}=0,96$ Velocidad= 160mV/s.

Como se observa en la Figuras anteriores independientemente de los valores de estimulación se pueden observar “picos” de corriente en las proximidades de -0,5 V.

Experiencia 3- Ensayo de Impedanciometria

Con el objetivo de identificar el comportamiento eléctrico del polímero se realizó un estudio impedanciometrico, estimulando la celda con señales sinusoidales. En la Figura 4.39 se presenta el circuito esquemático utilizado en la medición y la implementación del mismo.

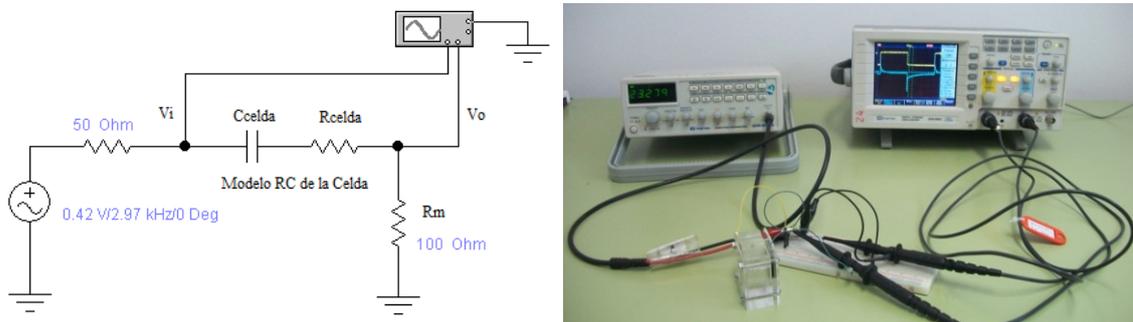


Figura 4.39: Circuito utilizado para el análisis impedanciometrico.

En la Tabla 4.23 se presentan los valores de voltaje de entrada y de salida del circuito, el cálculo de la impedancia y los defasajes en tiempo.

Tabla 4.23: Mediciones de voltajes y tiempos de defasaje.

V_i (V)	Frec (Hz)	V_m	$V_o=V_i-V_m$	$Z_{celda}=(V_o/(V_m/100))$	Defasaje (s)	Figura
0,34	2970	0,12	0,22	183,33	0	a
0,34	2000	0,12	0,22	183,33	0	
0,34	20	0,113	0,227	200,88	1,20E-03	b
0,34	40	0,117	0,223	190,60	3,60E-04	
0,348	10	0,11	0,238	216,36	4,20E-03	c
0,388	0,992	0,0592	0,3288	555,41	1,48E-01	d

En la Figura 4.40 se observan las formas de onda en el osciloscopio cuando se varía la frecuencia de la señal de estimulación. En amarillo el voltaje de estimulación y en celeste el voltaje sobre la resistencia de medición, como puede observarse a medida que disminuye la frecuencia se observa un mayor defasaje. La corriente esta adelanta al voltaje, siendo esta una de las características de los circuitos RC.

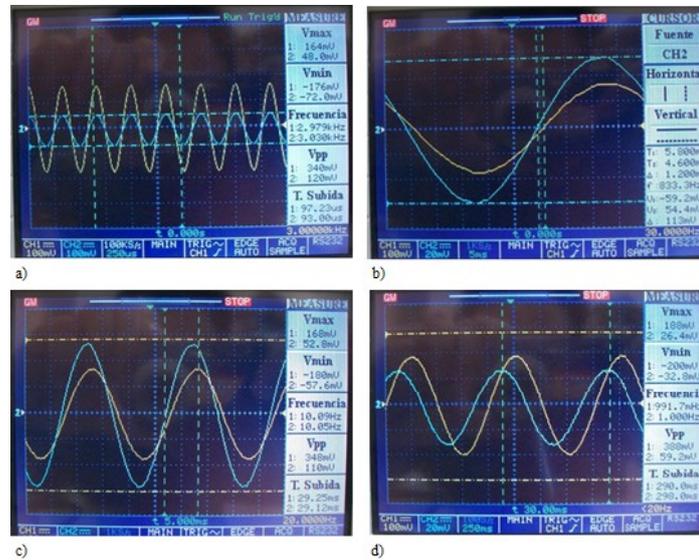


Figura 4.40: Voltaje y corriente en la celda. a) $f=2970\text{Hz}$, b) $f=20\text{Hz}$, c) $f=10\text{Hz}$, d) $f=0,992$.

En la Tabla 4.24 se presentan los valores de atenuación y defasaje cuando se varía la frecuencia de la señal de estimulación de 3300 a 0,101 Hz.

Tabla 4.24: Atenuación (dB) y defasaje (grados)

Medición	Frec. (Hz)	Defasaje (s)	$\Phi=f*t*360$ (°)	V_i (V)	V_m (V)	$G = V_o/V_m$	$H(f)=20*\log_{10}(G)$
1	3300	0	0,00	0,328	0,116	0,35	-9,03
2	2600	0	0,00	0,332	0,113	0,34	-9,36
3	2000	0	0,00	0,33	0,112	0,34	-9,39
4	1600	0	0,00	0,332	0,114	0,34	-9,28
5	1000	0	0,00	0,332	0,112	0,34	-9,44
6	800	0	0,00	0,332	0,112	0,34	-9,44
7	600	0,000008	-1,73	0,332	0,112	0,34	-9,44
8	396	0,000022	-3,14	0,332	0,112	0,34	-9,44
9	200	0,000044	-3,17	0,332	0,112	0,34	-9,44
10	105	0,000052	-1,97	0,332	0,112	0,34	-9,44
11	80	0,0002	-5,76	0,332	0,108	0,33	-9,75
12	60	0,0004	-8,64	0,332	0,105	0,32	-10,00
13	40	0,0008	-11,52	0,332	0,104	0,31	-10,08
14	20	0,0026	-18,72	0,332	0,1	0,30	-10,42
15	10	0,0092	-33,12	0,348	0,0896	0,26	-11,79
16	5	0,024	-43,20	0,356	0,0728	0,20	-13,79
17	1	0,188	-67,68	0,38	0,0268	0,07	-23,03

18	0,803	0,23	-66,49	0,38	0,0212	0,06	-25,07
19	0,601	0,32	-69,24	0,384	0,0168	0,04	-27,18
20	0,4	0,48	-69,12	0,384	0,0116	0,03	-30,40
21	0,201	0,94	-68,02	0,384	0,0064	0,02	-35,56
22	0,101	2,2	-79,99	0,38	0,00408	0,01	-39,38

El circuito analizado se comporta como un filtro pasa altos, que en presencia de un polímero conductor a elevadas frecuencias no existiría desplazamientos de iones por lo cual no se observa efectos capacitivos y en las bajas frecuencias dominan el comportamiento eléctrico los fenómenos capacitivos (Figura 4.41 y Figura 4.42).

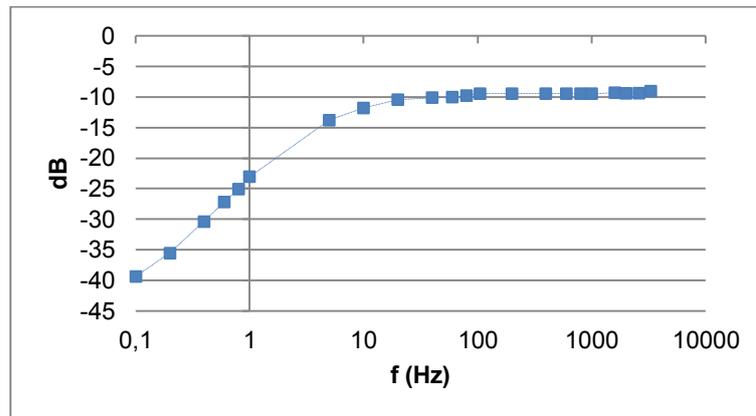


Figura 4.41: Diagrama de magnitud.

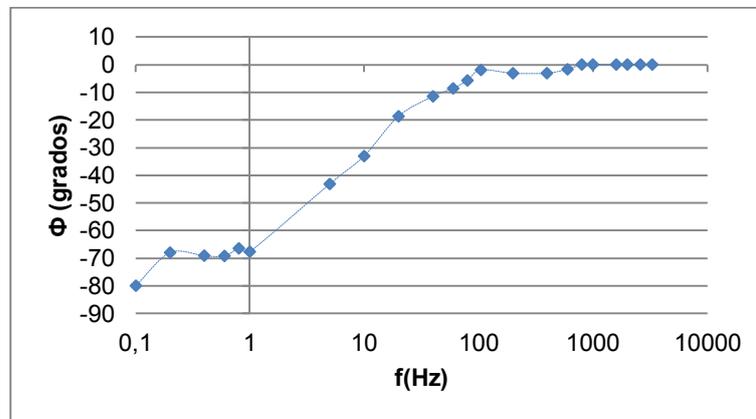


Figura 4.42: Diagrama de fase.

En la Tabla 4.25 se presentan la variación de la impedancia identificando el componente capacitivo del circuito.

Tabla 4.25: Impedancia de la celda Z(f).

Núm. Med.	Frec (Hz)	ω (rad/seg)	$V_o=V_i-V_m$	Defasaje (s)	$Z_c=(V_o/(V_m/100))$	Resist (Ohm)	X_c (ohm)	Capacitor (F)
1	3300	20734,49	0,212	0	182,76	182,76	0	0,00
5	1000	6283,18	0,22	0	196,43		71,99	2,21E-06
9	200	1256,64	0,22	0,000044	196,43		71,99	1,11E-05

13	40	251,33	0,228	0,0008	219,23		121,08	3,29E-05
17	1	6,28	0,3532	0,188	1317,91		1305,18	1,22E-04
21	0,201	1,26	0,3776	0,94	5900,00		5897,17	1,34E-04
22	0,101	0,63	0,37592	2,2	9213,73		9211,91	1,71E-04

Como se puede observar en la Tabla 4.25 el capacitor no es constante, lo que implica que el modelo RC de la celda no sería un modelo generalizable para estímulos de distintas frecuencias. Es decir se puede aproximar la celda por un circuito RC, para un rango estrecho de frecuencia.

Para obtener más detalles de los parámetros de la celda electroquímica se midió los parámetros RC utilizando dos electrodos de acero inoxidable semejantes a los utilizados como contraelectrodos del diafragma, como se observa en la Figura 4.43.

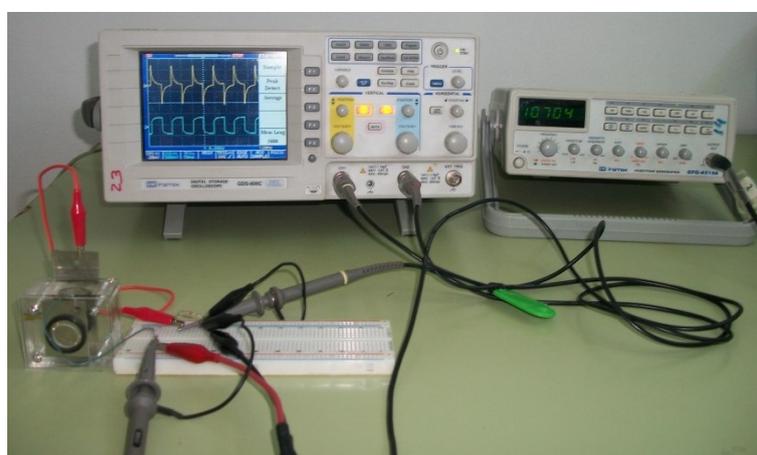


Figura 4.43: Circuito para la medición RC del electrolito y electrodos de acero inoxidable.

En la Tabla 4.26 se presentan valores de resistencia total y de capacidad para la celda cuando es estimulado con una señal de voltaje cuadrada de 644 mV pico a pico y una frecuencia de 0,52 Hz.

Tabla 4.26: Parámetros RC de electrolito y electrodo acero inoxidable

Ciclo	$I_{m\acute{a}x}$	$RT = V/I_{m\acute{a}x}$	τ (0,37* $I_{m\acute{a}x}$)	$C = \tau / (RT - R_i - R_m)$	I_{min}	$RT = V/I_{min}$	τ (0,37* I_{min})	$C = \tau / (RT - R_i - R_m)$
1	1,84	349,40	0,04	2,01E-04	-2,00	322,00	0,1	5,81E-04
2	1,76	364,93	0,03	1,40E-04	-2,04	315,81	0,08	4,82E-04
3	1,76	364,93	0,06	2,79E-04	-2,06	312,80	0,1	6,14E-04
4	1,76	364,93	0,05	2,33E-04	-2,04	315,81	0,08	4,82E-04
5	1,84	349,40	0,06	3,01E-04	-2,10	306,95	0,1	6,37E-04
Promedio	1,80	358,72	0,05	2,31E-04	-2,05	314,67	0,09	5,60E-04
Desvío	0,04	8,51	0,01	6,42E-05	0,04	5,46	0,01	7,31E-05

Se obtiene una resistencia de la celda (con dos electrodos de acero inoxidable) se encuentra entre 164,67 y 208 Ohm y la capacidad entre $2,31e-4$ y $5,60e-4$ F.

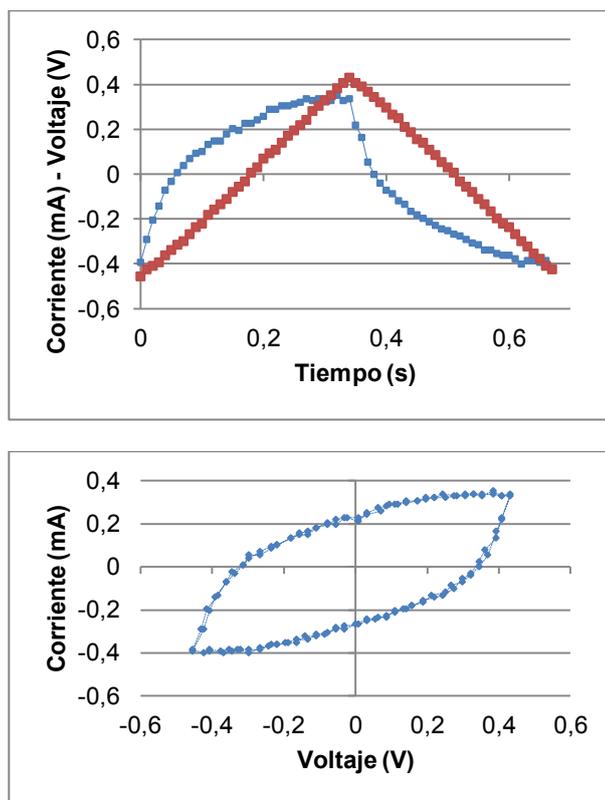


Figura 4.44: a) Registros de Corriente y Voltaje, b) Ciclovoltamperometria.

En la Figura 4.44 se presentan los registros de voltaje y corriente para la obtención de una ciclo voltamperometria característica de un circuito RC.

4.4 Discusion

4.4.1 Discusión del proceso de fabricación

Se implementaron los procesos para la fabricación de actuadores basados en polímeros conductivos, se fabricaron actuadores (vigas en voladizo y diafragmas) utilizando Kapton-Au-PPy(DBS) empleando dispositivos construidos para tal fin. De las tres experiencias descritas, se obtuvieron dos vigas de PPy(DBS) funcionales y un diafragma que no presentó actividad mecánica.

El metalizado del sustrato fue realizado por Sputtering, con niveles iniciales de vacío que permiten asegurar bajas concentraciones de aire en la cámara, aumentando el camino medio de las partículas de metal en una atmósfera de gas inerte (Argón) lo que evita la formación de óxidos y aumenta el rendimiento de la tasa de depósito.

Los depósitos de oro sobre Kapton se realizaron hasta lograr superficies reflectivas y conductoras, no disponiendo de equipamiento para medir el espesor del mismo, las muestras se caracterizaron utilizando parámetros del proceso: tiempo de depósito, voltaje y presión de vacío de la cámara. A futuro se podría incorporar otro indicador de proceso como el valor de la corriente de depósito y un indicador de resultado como la resistencia eléctrica del film utilizando la técnica de cuatro puntas de Van der Pauw, mejorando la caracterización de los electrodos de Kapton-Au.

Para el crecimiento del film de PPy(DBS), se implementó un método galvanostático de dos electrodos como el descrito por [Maw et al. \(2001\)](#). La fuente de corriente permitió fijar de manera precisa la corriente eléctrica utilizada durante el depósito, lo que permitió un crecimiento constante del polímero semejante a las tasas descritas por [Smela \(1999\)](#). Los depósitos de PPy(DBS) fueron caracterizados utilizando los parámetros del proceso de electropolimerización: corriente aplicada, densidad de corriente y tiempo, se obtuvieron los espesores de los depósitos midiendo con un micrómetro digital. A futuro se debería incorporar al proceso de electropolimerización del PPy(DBS) la medición del voltaje, el monitoreo de la variación de voltaje en la polimerización contribuye a caracterizar el proceso, pudiendo determinar los valores más adecuados que eviten la sobreoxidación del monómero disminuyendo la calidad del dopado del mismo.

En el capítulo 5 se caracterizan los actuadores presentados en esta sección obteniendo características funcionales de los mismos.

4.4.2 Discusión del proceso de caracterización

Experiencia I y II con actuadores lineales (Vigas)

Para la caracterización de las vigas se utilizó la técnica de cronoamperometría obteniendo parámetros de resistencia y capacidad en las celdas analizadas. Es importante destacar que la capacidad de la celda se encuentra concentrada en el polímero conductor dopado y la resistencia eléctrica incluye la resistencia de los conductores, la resistencia del electrolito y la resistencia del polímero.

En la Tabla 4.27 se presenta una síntesis de las experiencias I y II comparado con la experiencia reportada por [Du et. al \(2011\)](#).

Tabla 4.27: Actuadores PPy(DBS)

	Experiencia 1	Experiencia 2	Du et. al (2011)	Unidades
Dimensiones				
Ancho	1,3	1	1	mm
Largo	11,7	15	20	mm
Espesor PPy(DBS)	5,5	11,33	25	μm
Volumen	8,37E-11	1,70E-10	5,00E-10	m^3
Electropolimerización				
Corriente	0,15	0,2	0,2	mA
Densidad de Corriente	0,99	1,33	1	mA/cm^2
Tiempo	30	40	30	Min
Estimulación				
Hemiciclo + (oxidado)	0	1	0	V
Hemiciclo - (reducido)	-1,76	-1,12	-0,5	V
Período	6,52	16,83	60	S
Parámetros eléctricos				
Capacidad (min)	3,40E-04	3,93E-03	2,68E-02	F
Capacidad (máx.)	3,80E-04	4,94E-03		F
Cap. Volumétrica (min)	4,06E+06	2,31E+07	5,37E+07	F/m^3
Cap. Volumétrica (máx.)	4,54E+06	2,91E+07		F/m^3
Radio de Curvatura				
Hemiciclo + (oxidado)	17,11	11,6	23	mm
Hemiciclo - (reducido)	57,03	66,17	116	Mm

Los procesos de electropolimerización de la experiencia 1 y los realizados Du et. al (2011) tienen densidades de corrientes iguales ($1 \text{ mA}/\text{cm}^2$) y tiempo de electropolimerización de 30 minutos, con diferencias importantes en el depósitos de PPy(DBS) ($5,5$ vs $25 \mu\text{m}$) que se pueden apreciar en el estudio cronoamperometrico con una capacidad que tiene dos ordenes de magnitud por debajo ($3,40\text{E}-04$ vs $2,68\text{E}-02$ F). El radio de curvatura del actuador es de aproximadamente la mitad de la reportada por [Du et al. \(2011\)](#).

En la experiencia 2 en el proceso de electropolimerización se utilizó una densidad de corriente mayor ($1,33$ vs $1 \text{ mA}/\text{cm}^2$) y mayor tiempo (40 vs 30 min) obteniendo un espesor promedio de $11,33 \mu\text{m}$ vs $25 \mu\text{m}$. En esta experiencia se observó que la capacidad volumétrica y la curvatura de la viga es de aproximadamente la mitad de la reportada por [Du et al. \(2011\)](#).

Los valores de curvatura en la viga se correlacionan con la capacidad volumétrica, a mayor capacidad volumétrica mayor capacidad de alojar cargas (Na^+) y mayor deformación.

Los valores de capacidad volumétrica obtenidos en la experiencia 2 difieren en un orden de magnitud a los obtenidos por Madden (2000) de $1,30 \pm 0,05 \cdot 10^8 \text{ F/m}^3$ donde el polímero electroactivo se deposita a bajas temperaturas.

En el proceso de caracterización de los actuadores lineales sería importante utilizar la técnica de ciclo voltamperometría que permitiría identificar los valores de tensión a los cuales ingresa y egresa el catión Na^+ en el polímero conductor.

Experiencia III con un actuador circular

El actuador circular fue electropolimerizado durante 99 minutos con una densidad de corriente de 1 mA/cm^2 obteniendo $36 \mu\text{m}$ de espesor promedio. El voltaje de la celda durante la polimerización del PPy(DBS) paso de 1,4 a 1,8 Voltios al final del proceso.

La capacidad volumétrica del actuador se encuentra en el rango de $4,60\text{E}+03$ y $7,78\text{E}+03 \text{ F/m}^3$, la misma dista en tres órdenes de magnitud de la viga de la experiencia 1 y cuatro órdenes de magnitud de la experiencia 2.

La no funcionalidad del actuador puede deberse a la mala calidad del PPy(DBS) depositado, debido a fenómenos de sobreoxidación durante el depósito por sobretensión. Liu et. al. (2006) fijan valores de corriente bajos para que el depósito se realice en voltajes próximos a 0,8 Voltios previniendo la sobreoxidación.

El actuador fue caracterizado por cronoamperometría y ciclo voltamperometría pudiendo en este último observar los picos de corriente debidas al flujo de Sodio, siendo una herramienta importante en la evaluación de la calidad de PPy(DBS) depositado.

Con el objetivo de conocer los componentes resistivos y capacitivos de la celda electroquímica se identificó la capacidad del contraelectrodo con una ciclo voltamperometría y también se realizó un estudio impedanciométrico que en el futuro permitiría colaborar en la elaboración de un modelo de red RC de la celda.

4.5 Referencias bibliográficas

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.

Bredas, J. L., & Street, G. B. (1985). Polarons, bipolarons, and solitons in conducting polymers. Accounts of Chemical Research, 18(10), 309-315.

Du, P., Lin, X., & Zhang, X. (2011) Characterization of the correlation between current input and curvature output of polypyrrole trilayer actuators.

Kapton Dupont, Hoja de Datos. www2.dupont.com/Kapton/en_US/products/HN/ (Consultado 28 de Enero de 2014)

Kinovea Software, www.kinovea.org

Lee S, Ahn H, Cha S, Park J. J., (2001) Fabrication and Characterization of Polymer Actuators for Biomedical Applications, Proceedings of the 32nd International Symposium on Robotics, vol. II, pp. 802-807,.

Liu, M., Zhang, Y., Wang, M., Deng, C., Xie, Q., & Yao, S. (2006). Adsorption of bovine serum albumin and fibrinogen on hydrophilicity-controllable surfaces of polypyrrole doped with dodecyl benzene sulfonate—A combined piezoelectric quartz crystal impedance and electrochemical impedance study. *Polymer*, 47(10), 3372-3381.

Madden J.D.W. (2000) Conducting polymer actuators, PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology.

Márquez O.P, Márquez J, (2003) Capítulo 4: Polímeros Conductores. Electroquímica y Electrocatálisis. Materiales: aspectos fundamentales y aplicaciones. Vol 1a. Editado por Alfonso Vante N.

Maw, S., Smela, E., Yoshida, K., Sommer-Larsen, P., & Stein, R. B. (2001). The effects of varying deposition current density on bending behaviour in PPy (DBS)-actuated bending beams. *Sensors and Actuators A: Physical*, 89(3), 175-184.

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.* 9

Tallman, D. E., Vang, C., Wallace, G. G., & Bierwagen, G. P. (2002). Direct electrodeposition of polypyrrole on aluminum and aluminum alloy by electron transfer mediation. *Journal of the Electrochemical Society*, 149(3), C173-C179.

Wallace G., Spinks G.M., Kane-Maguire L., (2009) *Conductive Electroactive Polymers* (3er Edición) CRC Press

West, K., Bay, L., Nielsen, M. M., Velmurugu, Y., & Skaarup, S. (2004). Electronic conductivity of polypyrrole-dodecyl benzene sulfonate complexes. *The Journal of Physical Chemistry B*, 108(39), 15001-15008.

5. Capítulo 5: Fabricación y caracterización del módulo hidráulico de la microválvula

Este capítulo se divide en dos secciones en la primera se aborda la fabricación del módulo hidráulico y en la segunda la caracterización de los mismos utilizando como referencia la válvula de Ahmed.

En la sección 5.1 se presenta una revisión bibliográfica de los procesos de construcción de prototipos basados en el moldeo de piezas con elastómeros. Se detallan los materiales comerciales y las distintas técnicas de construcción de moldes (*soft lithography*, *impresión 3d*, *fresado por control numérico*) para la obtención de piezas de PDMS para dispositivos MEMS. Se describen las metodologías de fabricación y el recorrido realizado para dar cumplimiento al objetivo de “*fabricar una microválvula con tecnología MEMS*”. Las cinco experiencias se presentan respetando la secuencia cronológica de realización, el lector podrá observar que el diseño fue cambiando, en un proceso iterativo, a partir de los resultados obtenidos en cada instancia.

En la sección 5.2 se abordan centralmente los ensayos preclínicos de caracterización de presión-caudal *in-vitro*. Los ensayos se realizan en seis válvulas de silicona, obtenidas en un molde construido por fresado de control numérico, y una válvula comercial (Ahmed®, S2).

El funcionamiento adecuado de los dispositivos para el drenaje del humor acuoso en pacientes con glaucoma, debe ser demostrado como condición necesaria de su uso y aprobación para su comercialización. Otro de los aspectos a considerar es la seguridad del dispositivo, es decir que el mismo una vez implantado no ocasionará fallas que agraven los problemas de salud de los pacientes.

Para la realización de los ensayos se consideraron ensayos y metodologías descritas en la bibliografía y en las recomendaciones de la FDA (Food and Drug Administration, organismo del gobierno de Estados Unidos de América para la regulación de la tecnología médica).

5.1 Fabricación de prototipos de módulos hidráulicos

5.1.1 Materiales y tecnologías de fabricación

El material seleccionado para la construcción de prototipos del módulo hidráulico fue la silicona, este material permite la obtención de implantes biocompatibles, utilizando insumos de grado médico y buenas prácticas de manufactura. En la actualidad existen implantes retinales que se construyen empleando silicona como material estructural ([Argus II, 2013](#)).

Las siliconas son polímeros sintéticos donde la cadena principal del polímero está constituida por enlaces de silicio y oxígeno, siendo la unidad de repetición el grupo siloxano. Como se observa en la Figura 5.1, cuando el residuo es el grupo metil (CH₃) estamos en presencia de el polydimetilsiloxano. ([Colas A & Curtis J, 2004](#))

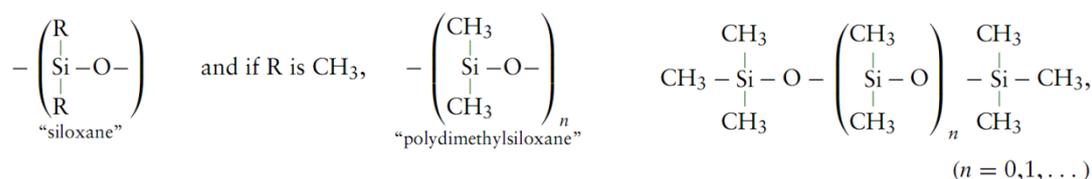


Figura 5.1: Polidimetilsiloxano (PDMS)

El PDMS (polydimethylsiloxane) es un elastómero de fácil manipulación, químicamente inerte, térmicamente estable para un rango de -45 a 200 °C, presenta propiedades mecánicas isotrópicas y permite replicar relieves o depresiones submicrónicas de moldes ([Mata et. al, 2005](#))

La empresa Dow Corning comercializa siliconas para la producción de dispositivos médicos para ser implantados en humanos ([Dow Corning Selection Guide Healthcare, 2003](#); [Dow Corning Silastic, 2005](#)). Estos materiales son biocompatibles cumpliendo los requerimientos de la norma ISO 10993 (Citotoxicidad, Mutagenocidad-genotoxicidad, Hemolisis, Skin sensibilization) para períodos de contacto prolongado (< 30 días), estudios de pirogenicidad y test de implantación de la Farmacopea de los EEUU.

La empresa NuSil Technology ofrece siliconas para implantes de uso permanente, para la obtención de piezas por inyección en moldes, existiendo una amplia variedad presentaciones con distintos tiempos de curado. ([NuSil, Class VI, 2013](#); [NuSil Fast-Cure Silicones, 2013](#))

Para la fabricación de microdispositivos los elastómeros más empleados es la silicona RTV 615 de la empresa Bayer Silicones y Sylgard 184 de la empresa Dow Corning.

La viscosidad media a 24 grados centígrados es de 4180mPa.s para RTV 615 y 4150mPa.s para Sylgard 184. ([Schneider et al., 2009](#))

El Sylgard 184, se prepara mezclando diez partes en peso del pre-polímero y una del agente curante (cross-linker), la polimerización se puede acelerar cuando se aumenta la

temperatura, en la Tabla 5.1 se presentan los tiempos y las temperaturas de curado ([Dow Corning 184 Silicone Elastomer, 2010](#))

Tabla 5.1: Tiempos de polimerización de Sylgard 184 para diferentes temperaturas

Tiempo de Curado	Temperatura [°C]
48 horas	25
35 min	100
20 min	125
10 min	150

De la misma manera que el Sylgard, el RTV 615 se prepara mezclando en una proporción de 10A:1B, la parte B contiene polydimetilsiloxano con grupos vinil móviles y un catalizador de platino, en la parte B contiene un agente curante que contiene grupos Si-H, los cuales forman enlaces covalentes con los grupos vinil ([RTV 615, GE Silicones](#)). En la Tabla 5.2 se presenta la velocidad de curado para diferentes temperaturas.

Tabla 5.2: Tiempos de polimerización de RTV 615 para diferentes temperaturas

Tiempo de Curado	Temperatura [°C]
6-7 días	25
4 horas	65
60 min	100
45 min	125
15 min	150

La viscosidad del PDMS a 60°C en el proceso de curado se incrementa drásticamente llegando a los 50.000 mPa.s, la curva de ascenso de la viscosidad aumenta más rápido en Sylgard 184 que en la RTV 615 ([Schneider et al., 2009](#)).

Procesos de fabricación de moldes y piezas

Las piezas de PDMS se obtienen por moldeado, técnica que facilita la producción en series a partir del uso de moldes, en la Figura 5.2 se describen las diferentes etapas del proceso de elaboración de una pieza a partir del uso de un molde.

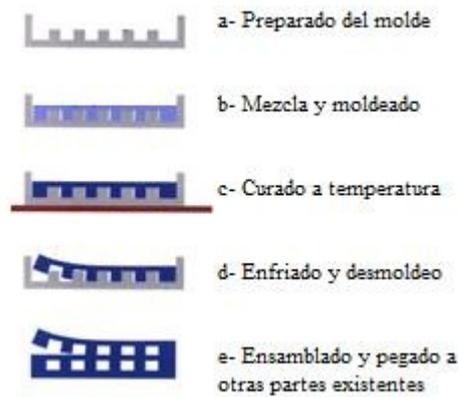


Figura 5.2: Proceso de fabricación de piezas de PDMS utilizando moldes

Los primeros moldes reutilizables fueron realizados con silicio a partir de ataques químicos en patrones con mascararas de cromo. Para la producción de moldes existen varias tecnologías: por maquinado láser, micro maquinado por descarga eléctrica, impresión 3d, a partir de procesos galvanostáticos utilizando la técnica denominada LIGA, micromaquinado por CNC y Soft Lithography. (Banks, 2006)

En la actualidad la técnica de *Soft lithography* es una de las más empleadas en la construcción de moldes para la replicación de microdispositivos. Para la producción en serie los laboratorios especializados en fabricación de microdispositivos basados en PDMS (Stanford Microfluidics Foundry, 2015; Caltech's Foundry, 2015) elaboraron reglas de diseño que permiten sistematizar el diseño y producción de dispositivos.

La técnica de *Soft lithography* se basa en utilizar la fotoresina SU8 para la construcción de moldes, está técnica es relativamente más económica que aquellas que utilizan como sustrato el silicio o el vidrio. En la Figura 5.3 se presenta el proceso de construcción de los moldes en SU8, utilizando la técnica de fotolitografía permitiendo completar el ciclo diseño, fabricación y testeado de prototipos rápidamente.

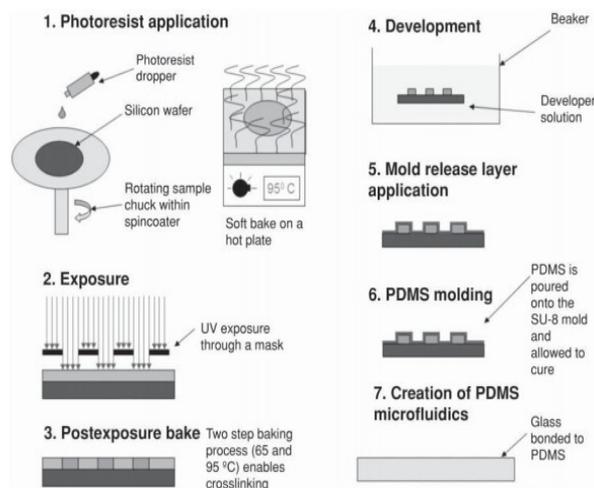


Figura 5.3: Procesos para crear piezas de PDMS usando moldes de SU-8.

Duffy et. al. (1998) obtienen una red de canales microfluídicos en PDMS con anchos mayores a 20 µm utilizando mascararas diseñadas en programas CAD e impresas en

transparencias de alta resolución de 3386 dpi (puntos por pulgada), las mismas se utilizan para la obtención de moldes empleando fotoresina SU8 50 mediante fotolitografía. En la Figura 5.4 se ilustran las etapas del proceso de fabricación de dispositivos utilizando la técnica fotolitográfica.

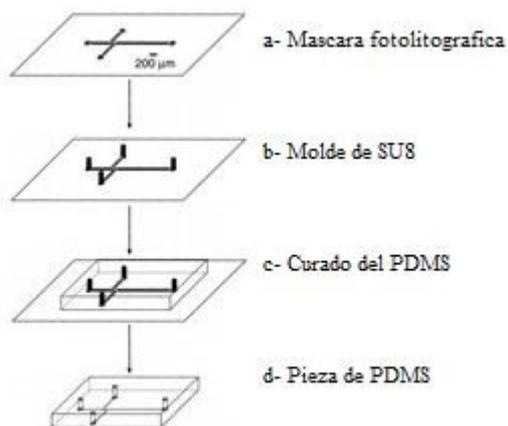


Figura 5.4: Proceso de fabricación de moldes utilizando SU8. [Modificado de Duffy et al, 1998]

Para la construcción de canales tridimensionales Jo et. al. (2000) proponen la superposición de delgadas capas de PDMS (< 100μm). Las distintas capas de PDMS con canales y aperturas se moldean en moldes de SU8 independientes utilizando mascararas fotolitográficas impresas con una resolución de 5080 puntos por pulgada.

Como se observa en la Figura 5.5, para garantizar los espesores se sujeta el molde y una tapa en una prensa intercalando una lámina de goma para distribuir la presión sobre el molde y compensar las irregularidades de la superficie del aluminio. Como tapa se emplea un film de acetato para eliminar el excedente del molde y garantizar la altura de la pieza.

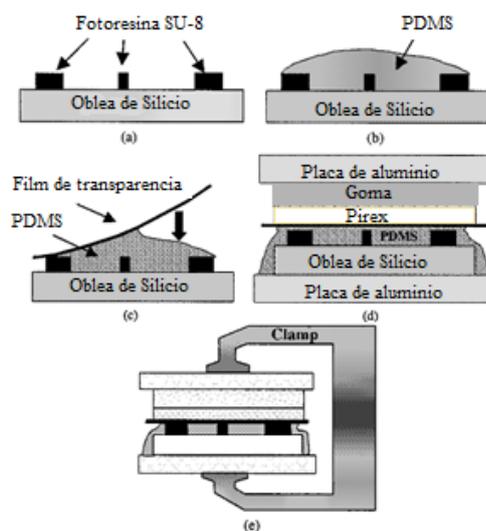


Figura 5.5: Proceso de fabricación de moldes utilizando SU8. [Modificado de Jo et. al, 2000]

Jo et. al. (2000) observa que lo más efectivo para el limpiado de las superficies de PDMS previo al pegado es el plasma de oxígeno, no logrando buenos resultados con

agua deionizada y alcohol isopropílico. Para la alineación previa al pegado de dos piezas de PDMS, el autor utiliza el metanol como interfase, removiendo el mismo por calentamiento a 85 °C.

Lucas et. al. (2008) propone el proceso de moldeado entre dos moldes transfiriendo patrones a ambas caras de la lamina de PDMS, logrando superficies coplanares evitando las superficies cóncavas o convexas que se producen en procesos de moldeado con un solo molde. En la Figura 5.6 se presenta el dispositivo para moldeo de piezas en PDMS y el molde en SU8.

La sujeción de los moldes de SU8 a la estructura de aluminio se realiza mediante bocas de vacío y la nivelación a través de tres tornillos micrométricos con una precisión de 2µm. Para acelerar el curado del PDMS, el dispositivo cuenta con un calefactor (Thermofoil™, Minco Corporation) que permite elevar la temperatura por encima de los 60°C, curando el PDMS en 1 hora en lugar de 24 horas a temperatura ambiente.

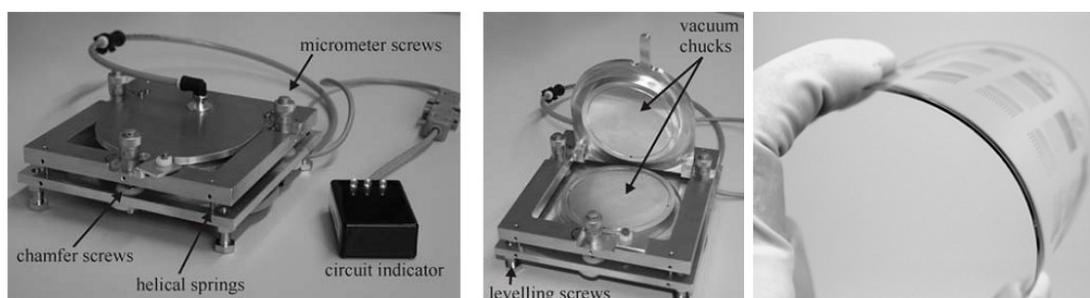


Figura 5.6: Dispositivo para la fabricación de piezas de PDMS con dos moldes de SU8. [Fuente Lucas et. al; 2008]

Impresión 3D

La impresión 3D es un grupo de tecnologías de fabricación por adición donde la pieza es creada mediante la superposición de capas sucesivas de material, la misma permite optimizar el uso del material comparada con tecnologías sustractivas como el maquinado. La ASTM (American Society for Testing and Materials) define “fabricación aditiva” como el proceso por el que un modelo que ha sido generado previamente por ordenador usando un programa 3D CAD, puede ser fabricado directamente sin necesidad de planificación depositando material capa a capa, solo donde es requerido. (ASTM, 2012)

Una de las tecnologías más difundidas de impresión 3D es el modelado por deposición fundida conocido como FDM® (Fused Deposition Modeling) marca registrada de la empresa [Stratasys Inc.](#) Esta tecnología fue desarrollada por Scott Crump y se comenzó a comercializarse en los año 1990. (Crump, 1992)

En la Figura 5.7 se presenta un esquema de la impresora 3D para el depósito de termoplásticos, cada capa es depositada desplazando la base en el plano XY, pudiendo aportar material estructural o de soporte, el desplazamiento en el eje Z permite la superposición de las capas. El material se deposita en estado semisólido, solidificandose antes del depósito de la próxima capa.

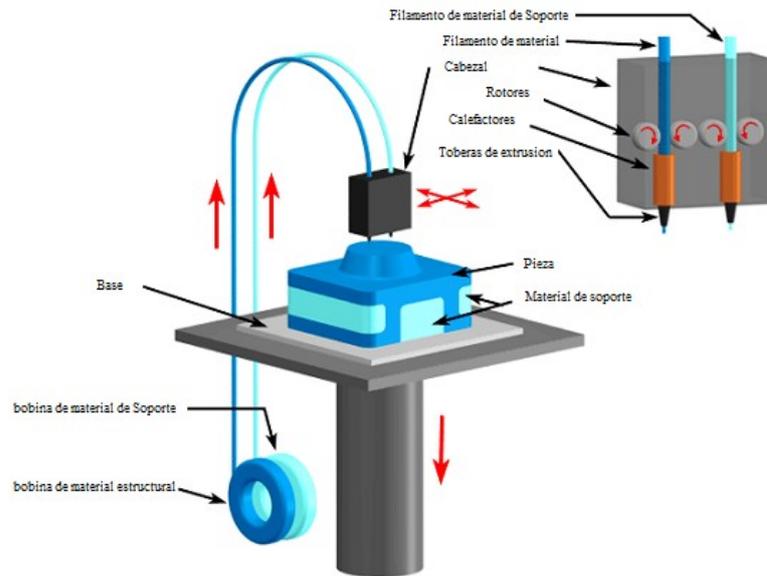


Figura 5.7: Esquema de impresora 3d.

La principal característica de las piezas fabricadas con esta tecnología es la inhomogeneidad (Figura 5.8), esta depende de parámetros como el ancho del filamento (road width), la trayectoria y el ángulo de la tobera en el plano, la separación de la tobera al material (air gap), la temperatura de los calefactores. (Ahn et al., 2002; Gajdoš and Slota, 2013). El ancho mínimo de las paredes es de dos veces el ancho del filamento, la calidad de la superficie depende del espesor de las capas y del ángulo del depósito (Gajdoš et al., 2008).

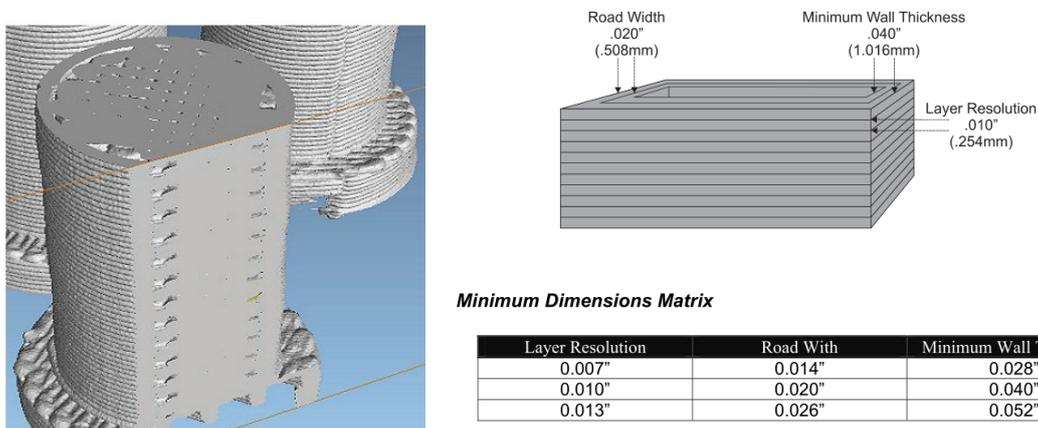


Figura 5.8: Características de las piezas obtenidas por FDM.

En la Figura 5.9 se observa el proceso de obtención de piezas de PDMS a partir de la fabricación de moldes termoplásticos en una impresora 3d. Los moldes se diseñan en software exportando la geometría de los mismos a la impresora donde se obtiene el molde.

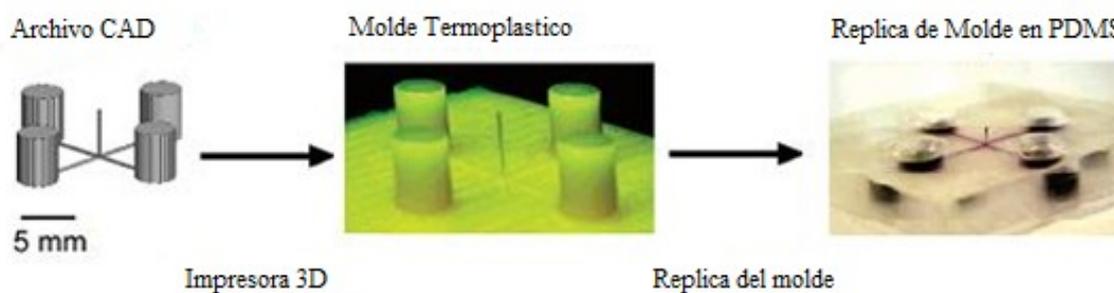


Figura 5.9: Proceso de fabricación de piezas de PDMS con molde termoplástico. [McDonald et al, 2002]

McDonald et al. (2002) comparó la tecnología de construcción de moldes con termoplásticos con la técnica de fotolitografía, encontrando las siguientes ventajas:

1. El proceso de fabricación es simple, no requiere el depósito de fotoresina por *spining*, alineación de máscaras y tiempos asociados a la exposición, revelado y limpiado en un área limpia.
2. Las impresoras 3d pueden producir estructuras mayores, la técnica maneja dimensiones que van desde las centenas de micras a centímetros.
3. El método es más rápido y no trabajo intensivo como la fotolitografía.
4. El termoplástico puede ser utilizado como molde (master) o como una estructura sacrificial.
5. El material no es tóxico.

Las desventajas que presenta el método son:

1. La resolución es menor a la que se alcanza con fotolitografía.
2. El material es deformable con la temperatura.
3. La superficie es rugosa, por lo que limita en aplicaciones ópticas.
4. El método requiere acceso a una impresora 3d.

Micromaquinado, fresado por control numérico

Los moldes fabricados por maquinado con fresadoras de control numérico están basados en técnicas de manufactura sustractivas. En el fresado por control numérico, la herramienta de corte (fresa) remueve material de la superficie en forma de virutas logrando superficies 3d a partir de combinar el ascenso-descenso de la herramienta y de los desplazamientos del material en el plano XY. Básicamente hay tres pasos desde la idea al objeto, el primero es el diseño de la pieza usando software CAD (Computer Aided Design) los archivos generados contienen información acerca de la geometría de la pieza. El segundo se realiza en un software CAM (Computer Aided Manufacturing) que genera las trayectorias de corte que la herramienta deberá seguir utilizando la información de la geometría de la pieza, las características del sustrato y de la

herramienta, usualmente en un formato denominado ISO código G. El tercer paso se realiza en una máquina-herramienta de control numérico CNC (Computerised Numerical Control) donde se produce la pieza. Existen software CAM como CamWorks® o SolidCam® que se encuentran integrados a software de diseño 3d como el Solidwork®, otros como Galaad® que permiten control maquinas CNC y definir la trayectoria de la herramienta a partir de archivos con las geometrías de la pieza. (www.solidcam.com, www.camworks.com, www.galaad.net)

Para la fabricación de estructuras micrométricas se utilizan herramientas de pequeños diámetros que generalmente son hechas de Carburo de Tungsteno (WC), las mismas presentan una relación de aspecto baja, para compensar la baja rigidez, como se observa en la Figura 5.10. (Jung et al, 2007).

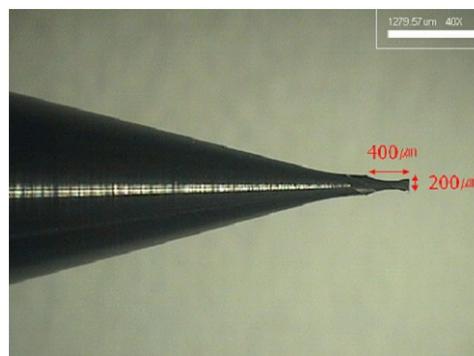


Figura 5.10: Fresa con diámetro de 200 μm , con una profundidad máx de 400 μm .

Debido al pequeño diámetro de las herramientas las máquinas presentan elevadas velocidades de rotación (llegando a 100000 RPM) y resoluciones del orden de 0,1 μm . Para mantener el estado de la herramienta, lograr velocidades de avances apropiadas obteniendo cortes de precisión se debe refrigerar y extraer las virutas de la zona de trabajo. La rugosidad de las superficies depende de la velocidad de corte de la herramienta, de la velocidad de avance y de la profundidad de corte. (Jung et al, 2007)

Los materiales que se utilizan como sustrato de los moldes pueden ser polímeros, materiales no ferrosos (aluminio o bronce) o aceros con durezas de hasta 60 HRC, pudiendo lograr superficies con rugosidades menores a 0,05 μm y en la pieza una precisión de 1 μm . (Kern Pyramid Nano, 2008). Mecomber et. al. 2005 obtuvieron moldes en aluminio con tolerancias en el orden de las $\pm 4 \mu\text{m}$ a partir de introducir procedimientos de maquinado en maquinas de CNC convencionales.

Comparado con el proceso fotolitográfico, el maquinado por control número facilita la construcción de estructuras con superficies curvas y pendientes en las paredes (Heckele and Schomburg, 2004) y permite obtener mayores profundidades que utilizando la fotoresina SU8.

Pegado de superficies de piezas de PDMS y Polyamida

Considerando que los actuadores propuestos utilizan como sustrato el Kapton y el módulo microfluidico es de PDMS, surge la necesidad de pegar-acoplar superficies de Kapton-PDMS y PDMS-PDMS. La diferencia entre las propiedades mecánicas y térmicas hacen que en la interface se produzcan tensiones que tienden a delaminar la unión entre los mismos. Para evitar la delaminación es necesario aumentar la adhesión aumentando la cantidad de enlaces covalentes entre los dos materiales.

En el trabajo experimental de [Cai y Neyer \(2010\)](#) se presenta un promotor de adhesión superficial para disminuir la hidrofobicidad del PDMS combinado con la modificación superficial del Kapton por ataque químico con una solución de 1,75 Molar de KMnO_4 más 2 Molar de NaOH a 70°C por una hora.

En la Figura 5.11, se observa el cambio en la rugosidad del Kapton con el tiempo en contacto con el atacante, el aumento en la rugosidad incrementa los anclajes mecánicos que permiten al PDMS ingresar en los poros y ondulaciones de la superficie del Kapton. ([Cai and Neyer, 2010](#))

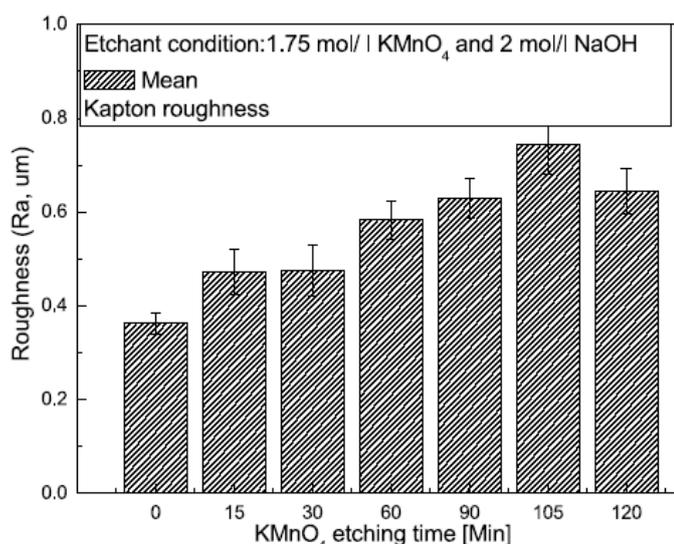


Figura 5.11: Efecto del ataque químico con KMnO_4 en la superficie del Kapton. ([Cai and Neyer, 2010](#))

Para el pegado de superficies de PDMS con PDMS, [Eddings et. al. \(2008\)](#) estudiaron cinco técnicas para el pegado: a) el contacto entre las superficies de las piezas parcialmente curadas; b) variando la proporción del agente curante entre las superficies; c) utilizando el PDMS sin curar como adhesivo; d) plasma de oxígeno y e) descargas eléctricas, en la Tabla 5.3 se resumen los parámetros experimentales y los resultados obtenidos en el pegado de dos superficies de PDMS.

Tabla 5.3: Características de las técnicas de pegado de PDMS-PDMS

Técnica	Tiempo y Temperatura	monómero-curante	Presión	Otros datos	Tensión de adhesión [KPa]
PDMS parcialmente curado	35min, < 60 °C	10:1	Atm		390 a 690
Variando proporción curante		15:1	Atm		365 a 517
PDMS sin Curar		10:1	Atm		545 a 690
Plasma de Oxígeno	30 seg		700 mTorr	20 Watt	180 a 715
Descarga eléctrica	30 seg			15 KV	227 a 380

La calidad en el pegado del PDMS-PDMS está determinada por la limpieza de las superficies, es decir a menor grado de contaminación mejor adhesión, la proporción entre el monómero y el agente curante en el proceso de polimerización-horneado. (Eddings et. Al., 2008)

Para modificar las propiedades químicas de la superficie del PDMS por plasma de oxígeno, es necesario colocar la superficie en una cámara de vacío donde se ioniza el oxígeno reaccionando con la superficie del PDMS adicionando grupos silanol (SiOH). Este tratamiento hace que la superficie sea más hidrófila, Tan et. al. (2007) reportaron cambios del ángulo de contacto del PDMS con el agua de 112 a 70 grados, disminuyendo la rugosidad de 2.9 nm a 1.4 nm a posterior del tratamiento con plasma de oxígeno.

Otra técnica es la aplicación sobre la superficie de una descarga eléctrica entre dos electrodos, la descarga ioniza el aire en la vecindad modificando las propiedades químicas de la superficie del PDMS, esta técnica puede realizarse sobre PDMS totalmente curado y no demanda de vacío. (Eddings et. Al., 2008)

Los cambios en la superficie por oxidación son transitorios, debido a la migración de monómeros de PDMS sin curar desde el *bulk* (interior de la pieza) hacia la superficie, por la gran movilidad de los enlaces Si-OH a temperatura ambiente. (Zhou et. al., 2010)

5.1.2 Metodología de fabricación de prototipos

Se realizaron cinco experiencias para la producción de prototipos donde se implementaron distintas técnicas de prototipado rápido: *Soft lithography*, *construcción artesanal de moldes metálicos*, impresión 3d y mecanizado por *CNC Mill*.

En la primera etapa se eligió la técnica de *soft lithography* para construcción de moldes basado en experiencias realizadas por [Ayala y Guarnieri \(2007\)](#). Para la implementación de la técnica se acondiciono un espacio de trabajo (Laboratorio de Biomems de la Facultad de Ingeniería, UNER), se diseñaron y desarrollaron dispositivos que permitan minimizar la contaminación con partículas y reducir las vibraciones en los procesos fotolitograficos. Para más detalles ANEXO 7.8.

En la segunda etapa y como una primera aproximación a un dispositivo se recurrió a la construcción de moldes de manera artesanal utilizando láminas de aluminio de 1 y 1,5 mm de espesor, mecanizadas con perforadora de banco. En esta etapa se trabajo en la integración de tubos de silastic® comerciales con el cuerpo de la válvula y los canales internos.

En la tercera etapa, con el objetivo de reducir las dimensiones del dispositivo y de acercarnos a la tecnología MEMS se diseñaron moldes en CAD para ser fabricados con la tecnología FDM (Moldeo por deposición de termoplásticos fundidos) con un proveedor local de piezas 3d (www.acroprototipos.com.ar).

En la cuarta etapa se revisaron los diseños y se construyeron los moldes en impresoras 3d de última generación en EEUU, como gentileza de la empresa www.tecnia.com.ar . En la Tabla 5.4 se presentan las máquinas empleadas en la construcción de los moldes y la resolución de los moldes en el eje Z, es decir el espesor de la capa depositada.

Tabla 5.4: Tecnología FDM utilizada en la construcción de moldes

Termoplástico	Empresa	Resolución Eje Z (µm)	Máquina
ABS plus	www.acroprototipos.com.ar	127	Dimension 3000
Objet VeroBlue	www.tecnia.com.ar	28	Objet 24

En la última etapa del proceso de construcción de moldes se recurrió a la tecnología *CNC Mill*, con el objetivo de mejorar la precisión en la elaboración de los moldes.

En la próxima subsección se describen los moldes obtenidos con cada tecnología y las piezas en PDMS.

5.1.3 Trabajo experimental

En esta sección se describen las cinco experiencias realizadas para la construcción de moldes y prototipos.

Experiencia 1

Como primera estrategia se optó por la técnica de *soft lithography* por ser una de las técnicas más estandarizadas en la producción en serie de dispositivos MEMS.

Diseño

El prototipo de válvula propuesta está compuesto por tres capas, donde el actuador está en la zona central de la bobina de una lamina de Kapton® de 5x5 mm. La integración del actuador con la bobina sobre el mismo sustrato de kapton permitiría optimizar el conexionado y el montaje de los circuitos electrónicos de sensado y control.

La bobina es parte del circuito de energización del actuador. En la Figura 5.12 se presenta la lamina de Kapton con el depósito metálico de la bobina y el área de depósito del actuador de PPy(DBS) y los componentes de PDMS de la válvula en el centro de la Figura, a la derecha se presentan las capas que superpuestas forman la válvula.

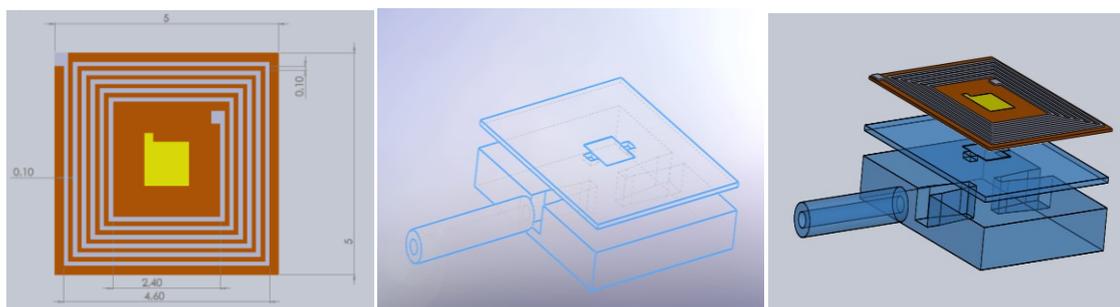


Figura 5.12: Microválvula PDMS por *Soft lithography*

Implementación

La base y los microcanales se fabrican utilizando un molde de la Fotoresina SU-8 Serie 2000 de la empresa MicroChem, utilizando fotolitografía aplicando rayos UV de 350 nm de longitud de onda con una energía de 370-600 mJ/cm². La fotoresina seleccionada permite obtener estructuras de 650 μm de espesor cuando se utiliza la SU8-2150 y obtención de film por Spining a 1000 rpm.

Para la fabricación de los moldes se recurrió al laboratorio y Sala Limpia para la Micro Fabricación del Centro Atómico Constituyentes, donde se contó con el asesoramiento y ayuda de Alejandro Fasciszewski y Karina Pierpauli. (Figura 5.13)



Figura 5.13: Banco de trabajo para el depósito por spinning de SU8

Resultados

En el trabajo en el laboratorio no se pudieron obtener los moldes con SU8-2150, esto se debió a que los insumos con los que se contaba presentaban cambios en las propiedades físicas, la fotoresina presentaba una viscosidad aumentada, no pudiendo completarse el proceso de revelado. A partir de inconvenientes con los insumos (fotoresina y reveladores) para la realización de moldes con la técnica de soft lithography y los tiempos necesarios para su reposición se recurrió a explorar otras técnicas para la elaboración de moldes.

Experiencia 2

Considerando la imposibilidad de obtener moldes para la obtención de piezas de PDMS utilizando procesos fotolitográficos, se recurre a la fabricación de moldes de forma artesanal con láminas metálicas utilizando tecnologías más rudimentarias.

Diseño

Se realiza un diseño simplificado de la válvula, de tres piezas: a) una base con un canal de entrada y otro de salida, un diafragma de Kapton que solo incluye el actuador y un reservorio de electrolito para el actuador.

En la Figura 5.14, se presentan los croquis de las piezas, en primer lugar se observa que el reservorio tiene 0,8 mm de profundidad por 8 mm de diámetro donde se aloja el electrolito. El mismo se pegaría sobre la base y el diafragma en una corona circular de 1mm de ancho.

El electrolito se carga a la cámara mediante la punción del techo del reservorio (espesor = 0,70 mm) con una aguja hipodérmica de pequeño diámetro, retirando el aire con otra.

En la parte central de la Figura 5.14, se observa la base de la válvula, donde están incluidos los conductos de entrada y salida de 0,64 mm de diámetro exterior que se comunican con canales de entrada-salida de 1,80 mm de diámetro en la zona de contacto con el diafragma.

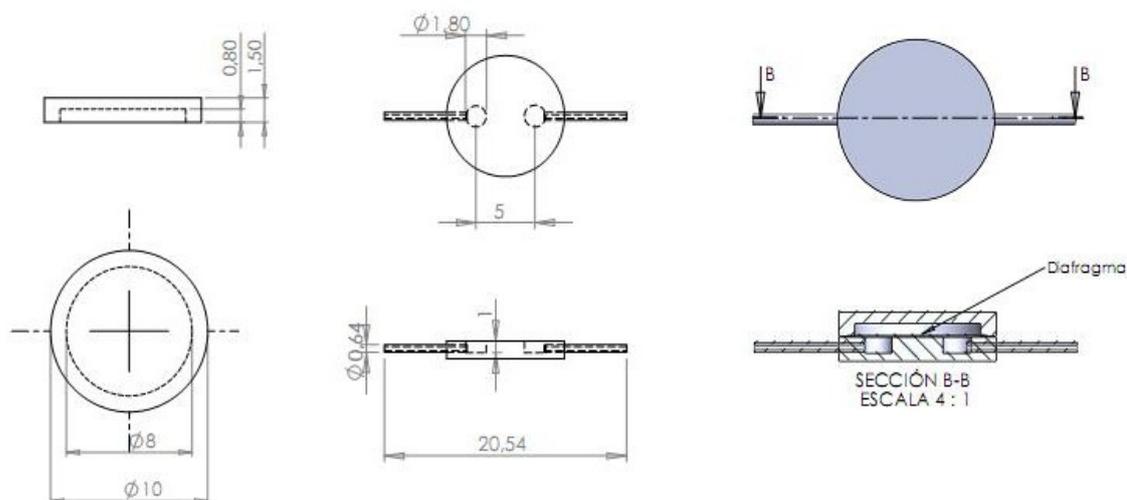
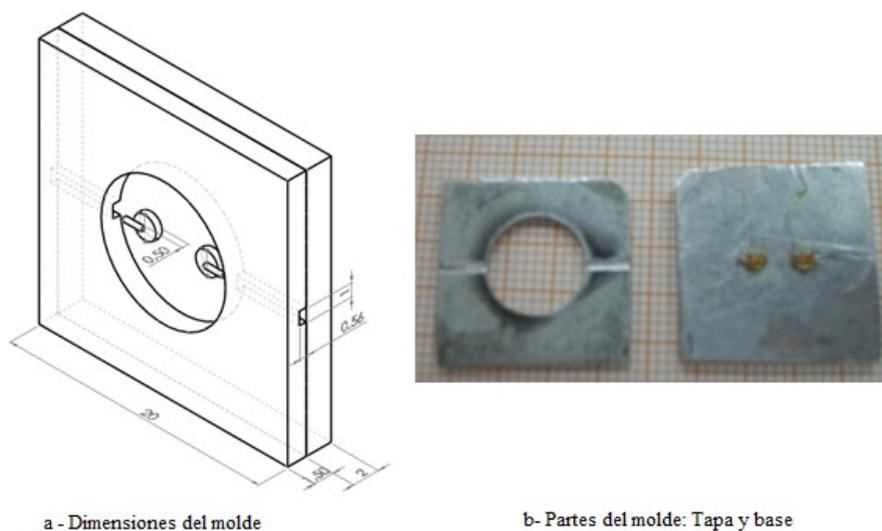


Figura 5.14: Esquema de válvula de PDMS-Kapton-Au-PPY(DBS)

En la sección B-B de la Figura 5.14, se presenta el montaje de la válvula normalmente cerrada, donde el diafragma obstruye la entrada-salida de fluido.

Implementación

Para la obtención de las piezas se construyeron dos moldes uno para el circuito fluídico y el otro para el reservorio, los mismos fueron mecanizados (cortado y perforado) en placas de aluminio de 2,5 mm para las bases y de 1.5 mm para las tapas.



a - Dimensiones del molde

b- Partes del molde: Tapa y base

Figura 5.15: Molde para microfluídica.

En la Figura 5.15a se presenta un esquema del molde y en la Figura 5.15b las partes que lo componen, en la tapa se observan ranuras donde se colocan los tubos (Silastic diam ext=640 μ m int=300 μ m), en la base se encuentran los pilares e insertos metálicos donde se fijan los tubos previo al colado del PDMS.

Para ensamblar la base y la tapa del molde se utilizó un broche metálico Figura 5.16a, en la Figura 5.16b se observa la fijación del tubo de Silastic previa a la colada de

PDMS, con esto se incluye el tubo al dispositivo evitando ensambles posteriores que demandarían de pegado. El inserto metálico evita el movimiento del tubo durante el proceso de curado del PDMS y que se introduzca material en el interior del mismo.

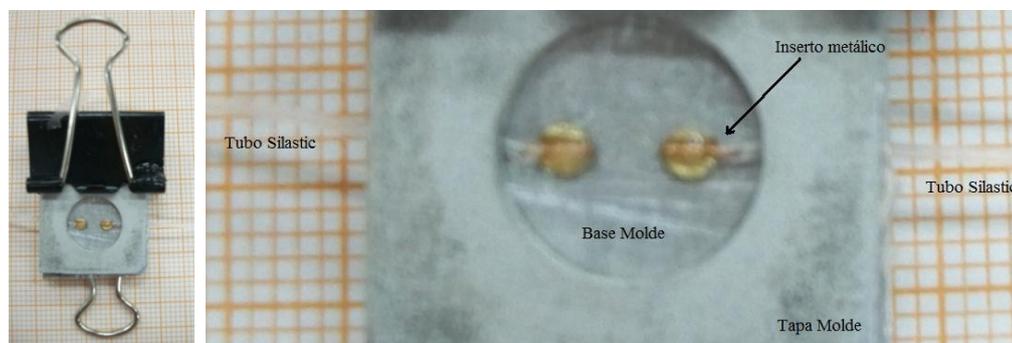


Figura 5.16: Molde para microfluídica con tubos de silastic®.

Se utilizó silicona Sylgard 184, para la desgasificación de la mezcla de los monómeros con el curante se utilizó una centrifuga a 2000 rpm por cinco minutos. El elastómero en estado viscoso se vertió en los moldes que se presentan en la Figura 5.17.



Figura 5.17: Moldes de microfluidica y reservorio de electrolito.

En la Figura 5.18 se observa el desmoldado de la pieza de PDMS donde están integrados los conductos de silastic®. Para comenzar el desmoldado se utiliza un bisturí haciendo palanca entre las placas de aluminio, luego se tensionan los tubos para liberarlos de los insertos metálicos.



Figura 5.18: Desmoldado de la base de la válvula.

Resultados

En la Figura 5.19 se presenta el reservorio de electrolito y sus dimensiones. Se observó que la calidad de las piezas obtenidas dependían de la temperatura a la cual se polimerizaba el monómero.

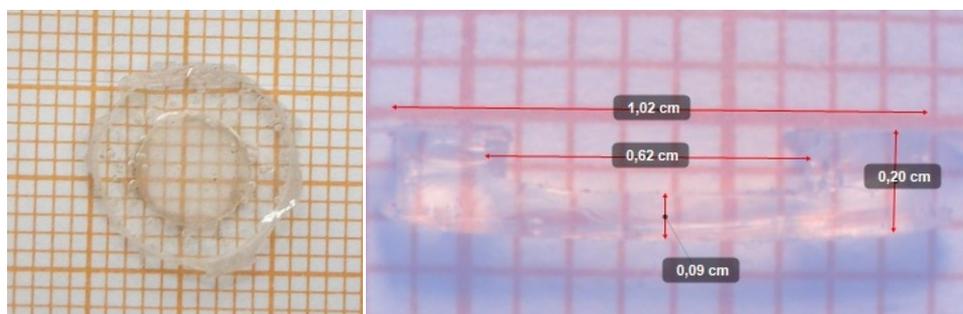


Figura 5.19: Reservorio de electrolito de PDMS.

Cuando se eleva la temperatura se reduce el tiempo de curado, aumentando la cantidad de burbujas gas en el material, la acumulación de las mismas en las paredes aumenta la permeabilidad y la posibilidad de pérdidas de fluido. Otra causa de aparición de burbujas en el material se observó vinculado al tiempo que transcurría entre el preparado mezcla del monómero con el agente curante y el vertido del mismo en el molde, a mayor demora mayor cantidad de burbujas. Se ensamblaron la base, el diafragma y el reservorio utilizando PDMS sin polimerizar como adhesivo (Figura 5.20).

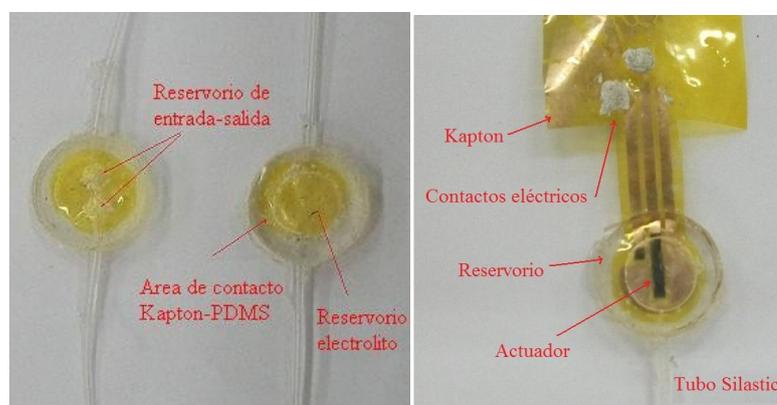


Figura 5.20: Ensamblado de la base, el diafragma y el reservorio para electrolito.

Se observaron dos tipos de fallas cuando la válvula se colocó en un medio acuoso y se procedió a inyectar aire por los tubos de Silastic (Figura 5.21). La primera de ellas por pérdidas entre la base y la lámina de Kapton en sectores muy puntuales por fallas en el pegado de las piezas, la segunda por fallas constructivas de las piezas de PDMS en regiones donde había muchas burbujas, residuales del proceso de curado del PDMS.

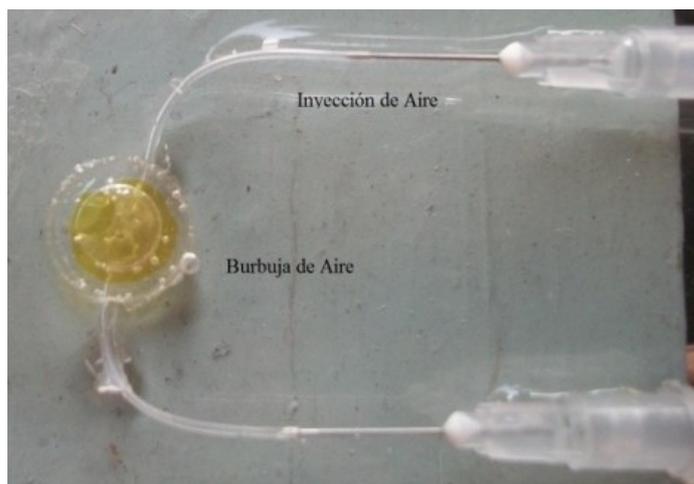


Figura 5.21: Test de hermeticidad de la válvula.

Discusión

Se obtuvieron piezas de PDMS que se ensamblaron con un diafragma a partir de pegarlos con PDMS, los dispositivos pudieron ser testeados observando pérdidas de fluido en las interfase PDMS-Kapton-PDMS y en las fallas de las piezas de PDMS.

No se midió la presión con la cual se inyectó el aire, la presión de testeo debe estar en los rangos de seguridad para el dispositivo que se prueba si la presión intraocular máxima puede alcanzar picos de 90mmHg, la presión de testeo podría ser entre cinco y diez veces ese valor.

Las dimensiones de las piezas, sobretodo en el espesor no eran las más adecuadas para el dispositivo que se busca. La construcción artesanal de moldes metálicos permite construir rápidamente moldes para piezas muy simples con superficies planas.

Experiencia 3

En base a las características morfológicas de las piezas de PDMS obtenidas con los moldes metálicos, se rediseño la válvula reduciendo el espesor, aumentando las superficies de contacto para mejorar el pegado y mejorar el ensamblado de la base con el reservorio.

Diseño

En el rediseño de la válvula de la experiencia 2 se introdujeron las siguientes modificaciones:

a) en la lámina de kapton donde se encuentra el actuador y el contraelectrodo se incluyó un área para los contactos eléctricos, con el objetivo de evitar flexiones que altere el conexionado

b) se introdujeron bajos y sobre relieves complementarios en las caras de la base y del reservorio para aumentar la zona de contacto.

c) bordes que confinan el diafragma a la zona central de la base. En la Figura 5.22 se presentan tres vistas con las dimensiones de la base de la válvula.

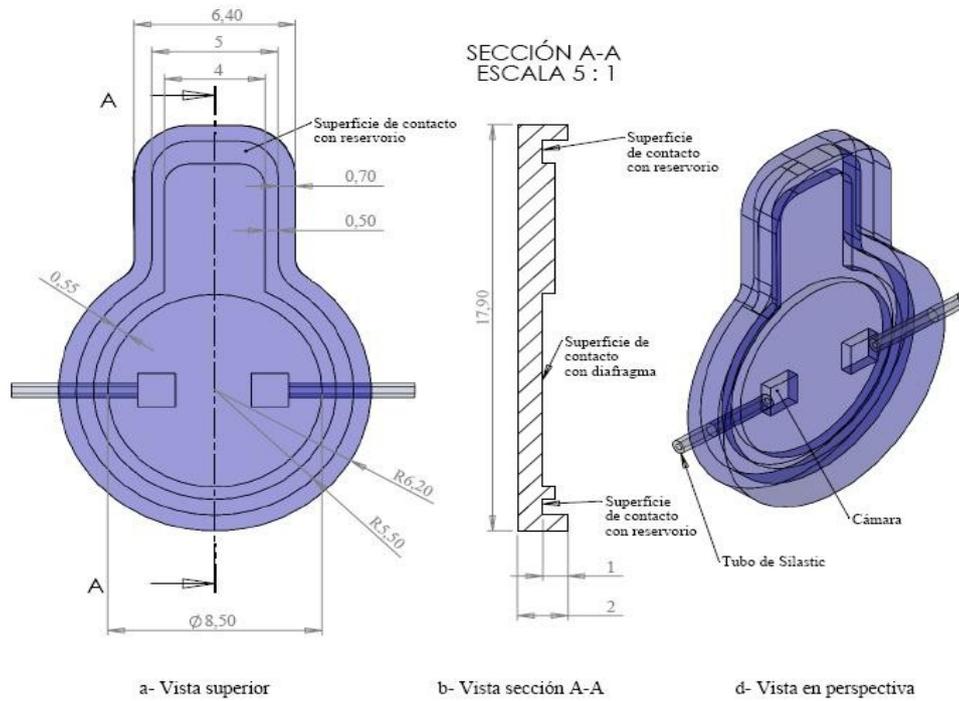


Figura 5.22: Base de válvula, experiencia 3.

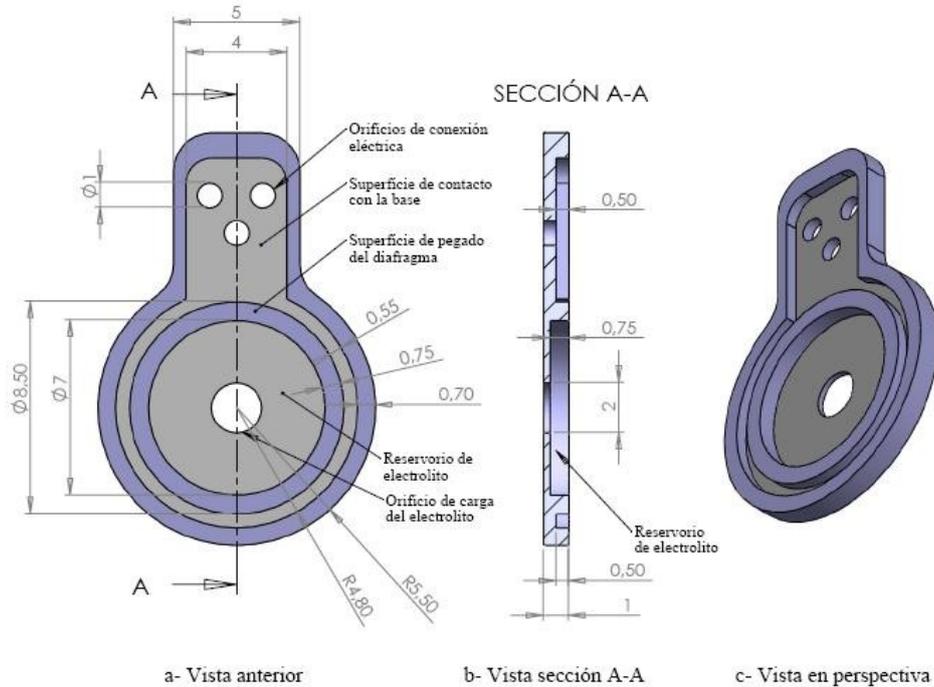


Figura 5.23: Reservorio de electrolito de válvula, experiencia 3.

En la Figura 5.23 se presenta el diseño del reservorio con una apertura circular en la zona central de 2 mm de diámetro, el objetivo del mismo es utilizarlo como orificio de carga del electrolito, el cierre se realizaría con una membrana de PDMS de menor

espesor que permita deformarse cuando hay desplazamientos en el diafragma Kapton-Au-PPy(DBS)

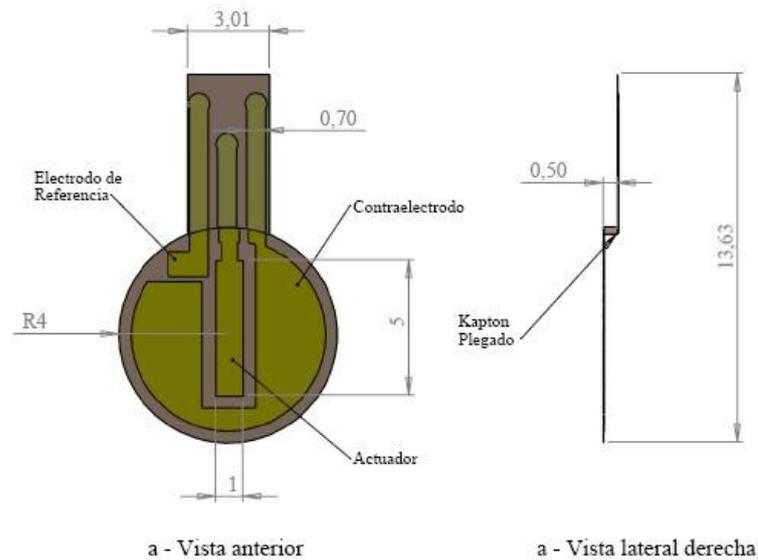


Figura 5.24: Diafragma con conectores de válvula, experiencia 3.

En el diafragma se encuentran ubicados el actuador, el electrodo de referencia y el de contrareferencia de la celda electroquímica (Figura 5.24), el mismo será fijado a la corona circular que se encuentra en la pieza de la Figura 5.23.

En el montaje de la base con el reservorio del electrolito (Figura 5.25), el diafragma y los contactos eléctricos quedan en dos planos diferentes con el objetivo de minimizar las pérdidas de humor acuoso en la cámara principal.

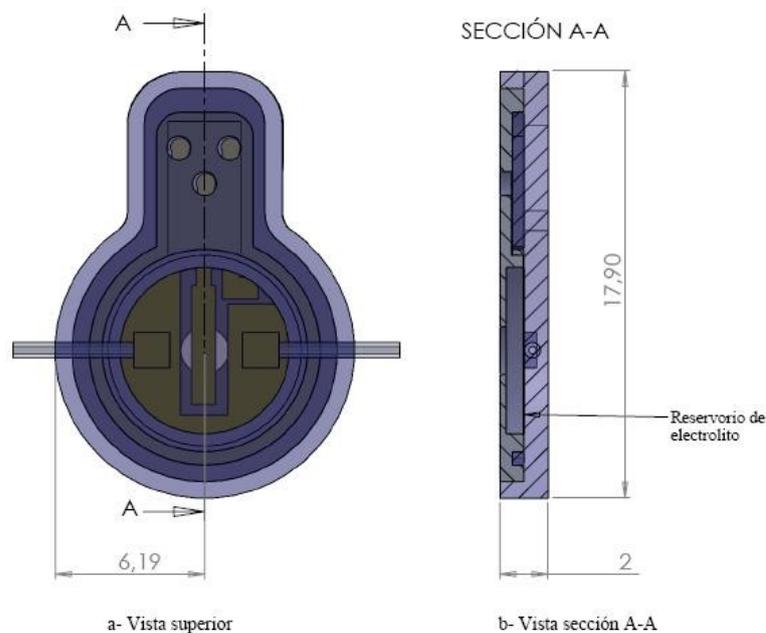


Figura 5.25: Montaje de válvula, experiencia 3.

A partir de las partes de la válvula presentadas en las Figura 5.22 y Figura 5.23 se diseñaron los moldes que se presentan en la Figura 5.26.

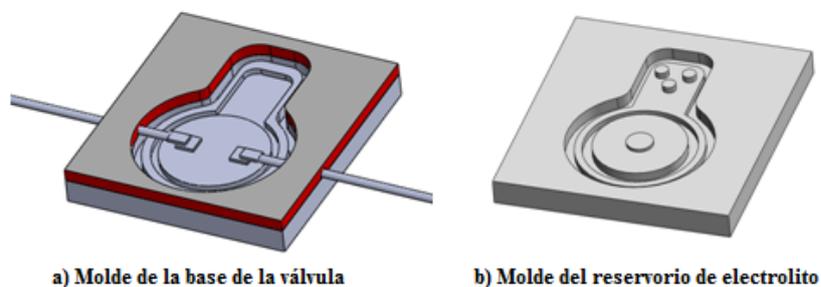


Figura 5.26: Diseños 3d de los moldes, experiencia 3

Como se observa en la Figura 5.26a los tubos de silastic están en el molde para que una vez vertido el PDMS queden integrados al cuerpo de la válvula.

Implementación

En la Figura 5.27 se observa una fotografía de cada uno de los moldes construidos en Acrilonitrilo-Butadieno-Estireno, (ABS) utilizando una máquina Dimension 3000, con una precisión de 254 μm en el eje Z y de 1 mm en el plano XY.



Figura 5.27: Moldes en ABS, experiencia 3.

A partir de imágenes obtenidas con una lupa binocular se observa que los moldes presentan paredes verticales bien definidas, sin embargo las superficies en el plano XY presentan irregularidades periódicas relacionadas con el proceso de fabricación, en la Figura 5.28a se observa un orificio de forma triangular ($a=0,52$; $b=0,36$ y $c=0,48\text{mm}$).

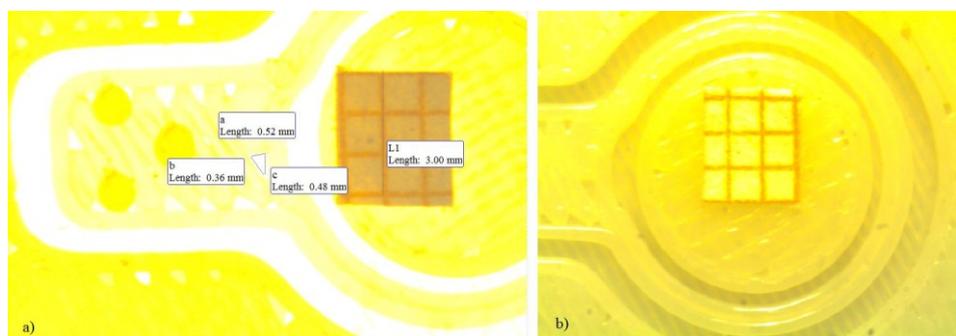


Figura 5.28: Irregularidades en la superficie de los moldes.

A partir de dos fotografías de los moldes, como la que se observa en la Figura 5.29 se obtuvieron por comparación con una referencia las dimensiones de cada molde y se los comparó con el diseño en CAD (Figura 5.30).

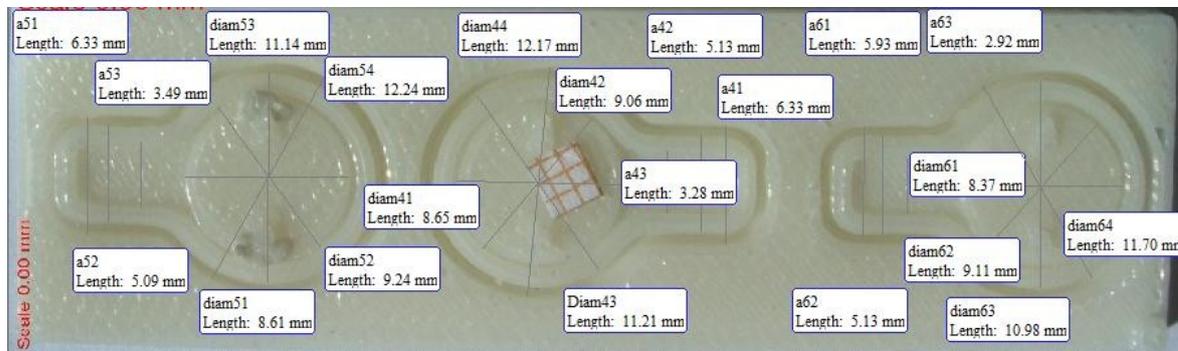


Figura 5.29: Dimensiones de los moldes obtenidos.

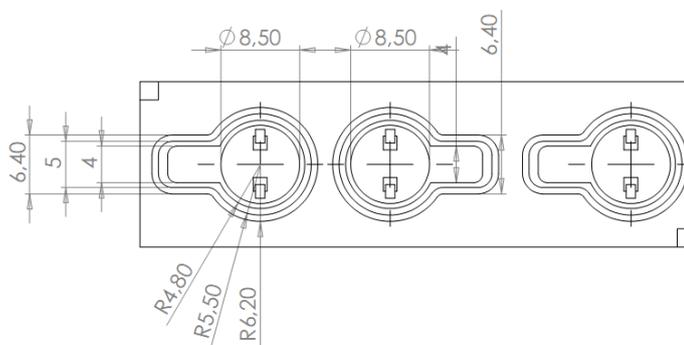


Figura 5.30: Dimensiones de los moldes diseñados.

En la Tabla 5.5 se presentan seis mediciones de cada dimensión del molde (valores promedios y desvío estándar), los mismos se compararon con las dimensiones acotadas en el plano (Figura 5.30) utilizado en la fabricación obteniéndose la diferencia entre los mismos.

Tabla 5.5: Comparación dimensiones medidas en el molde vs el diseño

Parámetro	Mediciones						Promedio	Desvío Standard	Dimensión plano	Error
	i=1	i=2	i=3	i=4	i=5	i=6				
ai1	5,81	5,99	5,95	6,33	6,33	5,93	6,06	0,22	6,4	-5,36%
ai2	4,95	4,74	5,07	5,13	5,09	5,13	5,02	0,15	5	0,37%
ai3	2,87	3	3,04	3,28	3,49	2,92	3,10	0,24	4	-22,50%
diami1	8,28	7,91	8,23	8,65	8,61	8,37	8,34	0,27	8,5	-1,86%
diami2	8,68	9,11	8,98	9,06	9,24	9,11	9,03	0,19	9,6	-5,94%
diami3	10,79	10,68	10,94	11,21	11,14	10,98	10,96	0,20	11	-0,39%
diami4	11,84	11,91	11,97	12,17	12,24	11,7	11,97	0,20	12,4	-3,45%

Se obtuvieron diferencias importantes entre las piezas de ABS obtenidas en la impresión 3d y el diseño CAD en algunas dimensiones, como se observa en la Tabla

5.5. También se observó durante el proceso de desmoldado que en los canales más profundos (2mm) quedaba PDMS adherido al molde (Figura 5.31).



Figura 5.31: Moldes con restos de PDMS

Resultados

En la Figura 5.32 se presentan las piezas de la base, el reservorio y el ensamblado de las mismas.

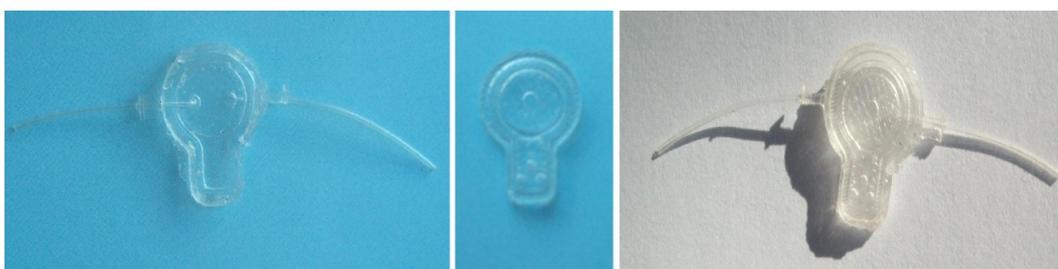


Figura 5.32: Base con conductos de entrada-salida, reservorio de electrolito y ensamblado

Discusión

Los prototipos ensamblados con esta técnica no fueron funcionales porque las piezas obtenidas no eran completas.

El proceso de FDM con una resolución de $127\ \mu\text{m}$ en el eje Z presenta un *RoadWidth* de $254\ \mu\text{m}$, obteniendo una superficie en el plano XY con ondulaciones. La impresión 3d tuvo errores del orden de 20% en algunas dimensiones que impidieron el ensamblado de la microválvula.

La maquina utilizada (Dimension 3000) no permitio la obtension de piezas de ABS plus con las tolerancias necesarias para obtener un ensamble de dos piezas de PDMS, que se adecuen a la microválvula diseñada.

Experiencia 4

Construcción de moldes por impresión 3d utilizando la máquina *Objet 24*, simplificando las características morfológicas de las piezas de la experiencia 3.

Diseño

Se rediseñaron las piezas con el objetivo de simplificar las geometrías, disminuir el número de desniveles, reducir la relación de aspecto entre la altura y el ancho de las espigas para evitar fallas en el desmoldado. Se realizaron las siguientes modificaciones:

a. El diafragma es fijado a la pieza de PDMS en una corona circular de 28 mm² y el conector en una superficie 18,9 mm² como se observa en la Figura 5.33, quedando un espacio donde el kapton podría estar curvado para disminuir la tensión al diafragma cuando este es actuado.

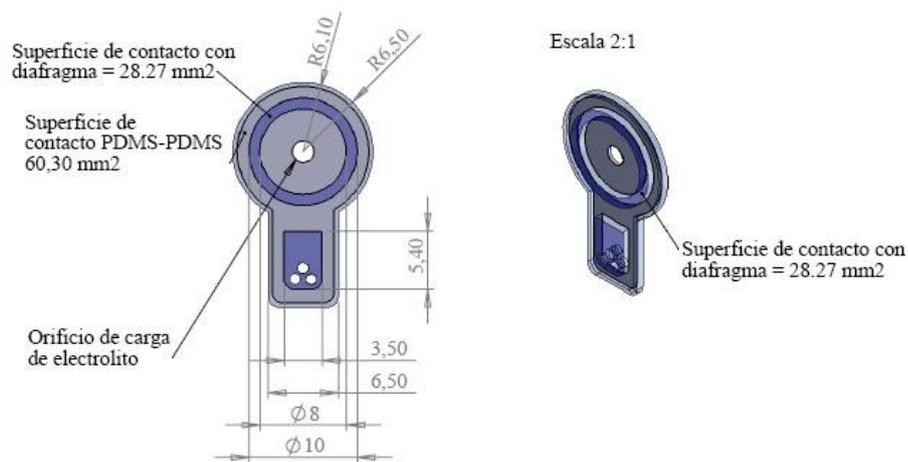


Figura 5.33: Reservorio de electrolito válvula experiencia 4.

b. El diafragma está pegado al reservorio de electrolito (Figura 5.34) y apoyado sobre la base donde están los canales de entrada y salida.



Figura 5.34: Montaje del diafragma al reservorio de electrolito, válvula experiencia 4.

c. La unión de la base (Figura 5.36) con el reservorio de electrolito, se realiza en un canal externo en la base que la tapa cierra parcialmente, dejando un volumen para la colocación del PDMS no curado como adhesivo entre las dos piezas (Figura 5.36).

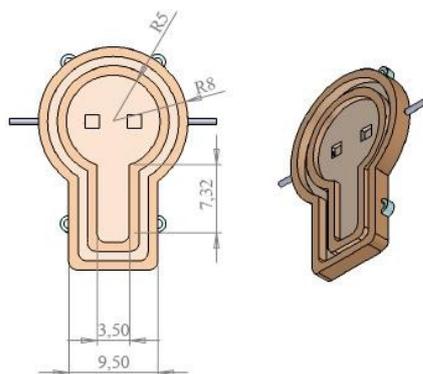


Figura 5.35: Base de válvula experiencia 4.

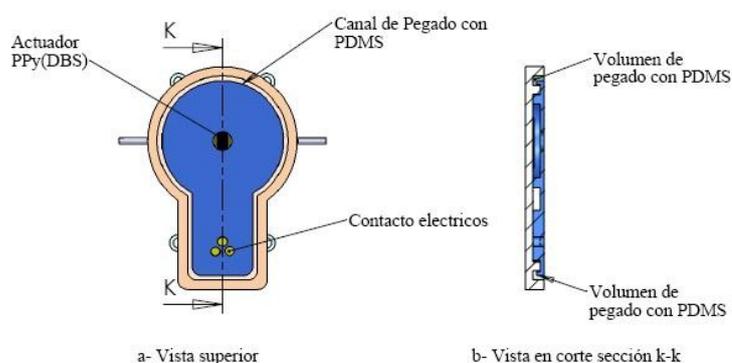


Figura 5.36: Montaje de la base con el diafragma y el reservorio de electrolito, experiencia 4.

d. Se introducen salientes para la fijación del dispositivo al globo ocular. Las posiciones y las dimensiones de las mismas están sujetas a las experiencias de implantación quirúrgica del dispositivo.

En base a los diseños presentados en las Figura 5.33 y Figura 5.35 se diseñaron los moldes para obtener las piezas en PDMS, en la Figura 5.37 se presenta el molde para la obtención del reservorio de electrolito.

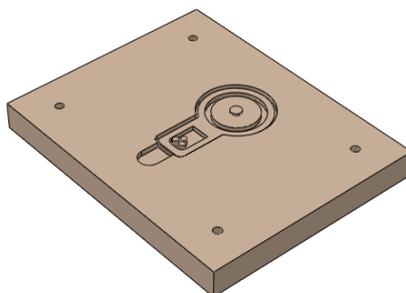


Figura 5.37: Molde para construir el reservorio de electrolito, experiencia 4.

En la parte inferior del negativo de la pieza (como se observa en la Figura 5.37) se dejó un receso, que en el proceso de moldeado será una lengüeta de PDMS, será un apéndice para facilitar el desmoldado sin dañar la pieza.

Cada molde está constituido por una placa con bajo relieve en diferentes planos y la tapa del molde donde se ubican los orificios de entrada de PDMS y salida de aire. El molde se ensambla utilizando cuatro tornillos con tuercas, el PDMS ingresaría al molde inyectado con una jeringa (Figura 5.38).

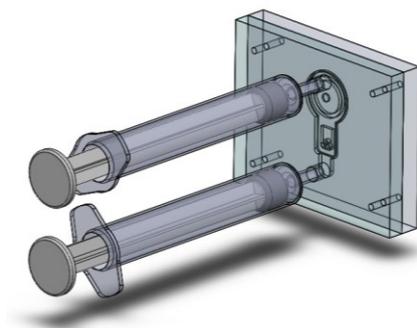


Figura 5.38: Ensamblado del molde e inyectado de PDMS, experiencia 4.

La base del molde tiene dos insertos metálicos (en forma de “L”) y una ranura donde se coloca el tubo de Silastic® de entrada y de salida, como se observa en la Figura 5.39. En la tapa del molde se cuenta con tres bocas de vacío o de salida de aire y una entrada de PDMS.

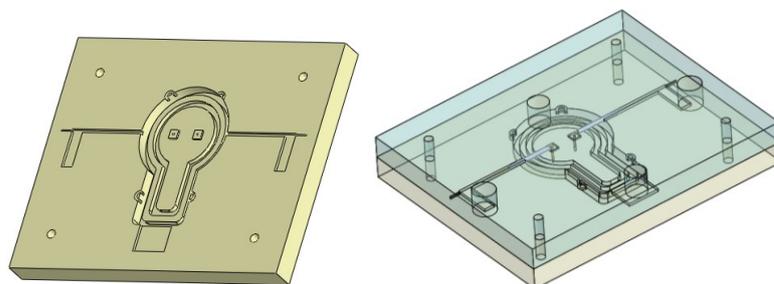


Figura 5.39: Molde para construir la base de la válvula experiencia 4.

En la Figura 5.40, se presenta la disposición del molde de la base cuando se inyecta el PDMS, el proceso de inyección se realiza a baja velocidad observando que no queden burbujas de aire en la pieza. Cuando se observan burbujas de aire, las mismas son desplazadas hacia las bocas de salida de aire inyectando más material o cambiando la boca de inyección de PDMS.

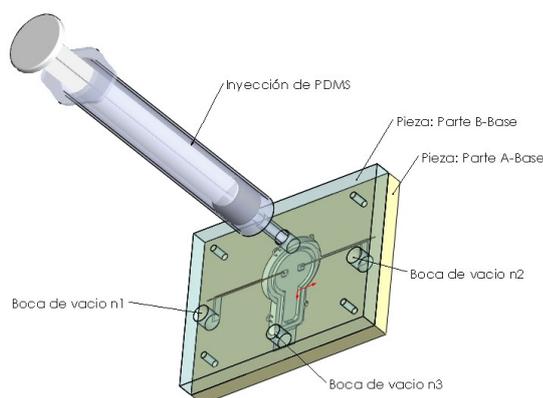


Figura 5.40: Ensamblado del molde e inyectado de PDMS, experiencia 4.

Implementación

Una vez finalizado el proceso de llenado del molde con PDMS, el mismo es colocado en una estufa a 60 grados centígrados para acelerar el curado del elastómero. En la Figura 5.41 se observa una foto del proceso de desmoldado, traccionando la pieza desde su parte inferior para liberarla del molde.



Figura 5.41: Desmoldado del reservorio de electrolito, experiencia 4..

Resultado

En la Figura 5.42 se observa el montaje de la base de válvula con el diafragma de Kapton con el actuador de PPy(DBS).

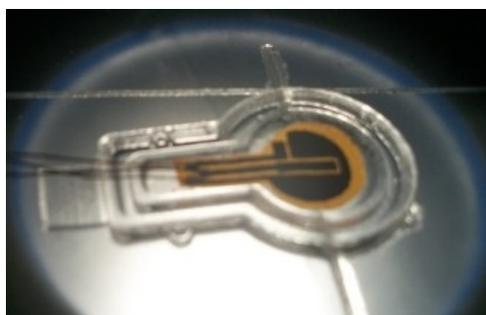


Figura 5.42: Montaje del diafragma y actuador sobre la base, experiencia 4.

En la Figura 5.43 se presenta un ojo vacuno donde se implantó la válvula. Esta experiencia se realizó con el objetivo de conocer la técnica quirúrgica de implantación, identificar el sector de anclaje del dispositivo a la esclera y los puntos de drenaje de humor acuoso.



Figura 5.43: Implante de la válvula, en un ojo vacuno.

Discusión

El diseño facilitó el desmoldado, la rugosidad de la superficie fue menor a la obtenida en la experiencia anterior, se obtuvieron piezas que permitieron el ensamblado de la válvula. El rediseño asumió dimensiones conservadoras haciendo un dispositivo no apropiado para los fines previstos.

Experiencia 5

A partir de las pruebas de implantación en un ojo vacuno de la experiencia 4, se diseñó una nueva válvula donde se introdujeron modificaciones en los canales de salida con el objetivo de distribuir espacialmente el humor acuoso en la capsula donde se aloja la válvula. También se observó la necesidad de reducir a dos puntos de sujeción a la esclera.

Diseño

El diseño de esta experiencia está constituido por tres piezas de PDMS: base microfluidica, diafragma y reservorio para el electrolito como se observa en la Figura 5.44. Las dimensiones de la misma se presentan en el Capítulo 2, en la sección 2.6, donde el actuador (viga de Kapton-PPy(DBS)) se apoya en el eje transversal al tubo de entrada y el contraelectrodo de Kapton-Au se encaja en los cuadrantes de la pared interna del reservorio de electrolito .

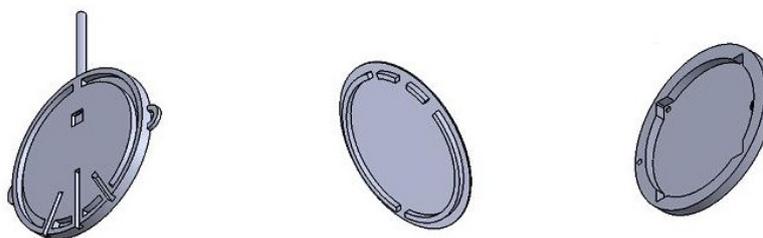


Figura 5.44: Componentes de la válvula experiencia 5.

En base a las piezas presentadas en la Figura 5.44 se diseñaron los moldes en CAD que se presentan en la Figura 5.45.

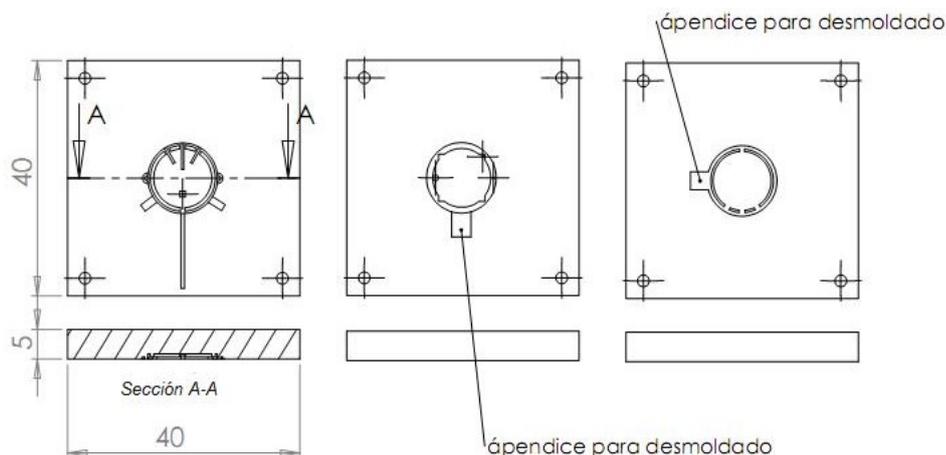


Figura 5.45: Moldes diseñados para la inyección de PDMS

Implementación

Los moldes en acrílico se mecanizaron utilizando una fresa de control numérico (Figura 5.46) en la Unidad Técnica Microtecnologías y Microsistemas del Centro de Electrónica e Informática del Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI), con la colaboración del Bioing. Álvaro Conde, Mariano Roberti y la Dra Liliana Fraigi.



Figura 5.46: Fresa CNC.

En el proceso de mecanizado se utilizaron fresas de 200 y 400 μm de diámetro, las mismas fueron refrigeradas por agua, en la Figura 5.47a se observa el área de trabajo de la fresa y en la Figura 5.47b se observa el camino que hace la herramienta para el tallado del acrílico. El ajuste de puesta a cero en el eje Z se realizó en forma manual, es decir se aproxima la herramienta a la superficie del acrílico y cuando se observa la impronta que deja el contacto se lo fija como cero en el eje z y pasa a ser la referencia. Cabe destacar que este proceso se realiza cada vez que se tiene que cambiar la herramienta.

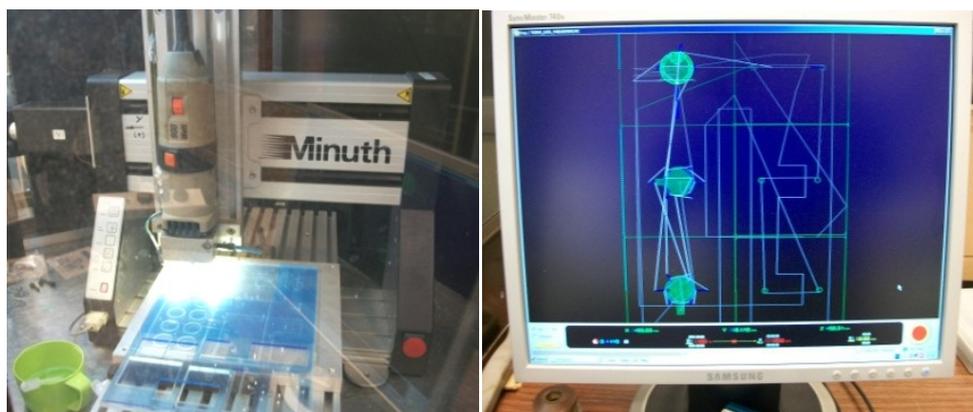


Figura 5.47: Fresa CNC. a) Área de trabajo; b) Monitor camino de la herramienta

Resultados

En la Figura 5.48 se presentan los moldes, construidos en acrílico y mecanizado por CNC Mill, para la construcción de la base microfluidica, el diafragma y el reservorio de electrolito.



Figura 5.48: Moldes de PMMA

En la Figura 5.49 se presentan los moldes en cajas de Petri para evitar la transferencia del calor por los tornillos de sujecion. Tambien se observa el inyectado del PDMS en los moldes y la estufa donde se acelera el proceso de polimerización.

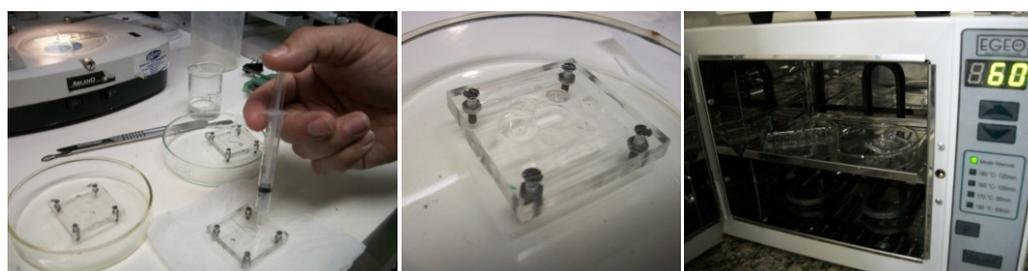


Figura 5.49: Llenado de moldes y calefaccionado

Para obtener las piezas (Figura 5.50) se retiran los tornillos de fijación del molde y se cortan los apéndices utilizados en el retirodo del molde.

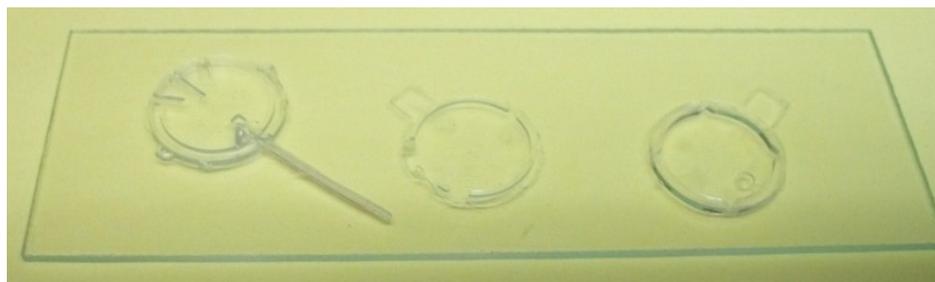


Figura 5.50: Primeras piezas obtenidas de la válvula experiencia 5

Discusión

Se ensamblaron las piezas obteniendo válvulas funcionales, con dimensiones semejantes a la de la válvula de Ahmed®. En la próxima sección se presentan las características hidrodinámicas por efecto de la presión hidráulica de la válvula fabricada.

5.1.4 Resultados

Se diseñaron y fabricaron prototipos de módulos hidráulicos de válvulas considerando diferentes actuadores de PPy(DBS) en la Tabla 5.6: Resultados del proceso de fabricación. Tabla 5.6 se resumen las principales características de los mismos.

Tabla 5.6: Resultados del proceso de fabricación

Experiencia	Proceso construcción de Moldes	Diafragma	Actuador depositado sobre el:	Contraelectrodo	Prototipo funcional
I	Soft lithography	Kapton	Diafragma	En el mismo plano que el actuador	No
II	Mecanizado	Kapton	Diafragma	En el mismo plano que el actuador	Si
III	FDM Dimension 3000	Kapton	Diafragma	En el mismo plano que el actuador	No
IV	FDM Objet	Kapton	Diafragma	En el mismo plano que el actuador	Si
V	Micromecanizado	PDMS	viga de Kapton apoyada sobre el diafragma	Paralelo al actuador	SI

5.1.5 Discusión

En la experiencia II se realizaron moldes con chapas de aluminio presentando limitaciones en las geometrías logrables, sin embargo se hubiese podido lograr mejores terminaciones puliendo las mismas. Las piezas obtenidas en esta experiencia permitió identificar problemas en el pegado de la partes de PDMS y Kapton. El setup propuesto para analizar las pérdidas no se midió la presión en la inyección del aire que generaba las perdidas. Los prototipos logrados con esta técnica hubiesen podido ser utilizados para determinar la superficie de contacto mínima entre las partes, considerando las presiones de trabajo. Es decir si la presión intraocular esperada es de 20 mmHg, en pacientes con hipertensión ocular se registraron picos de 70-80 mmHg, la presión de prueba podría estar entre 150 a 200 mmhg. Es decir una pregunta pendiente sería ¿cuál es la mínima superficie de contacto entre PDMS-Kapton, PDMS-PDMS que nos permite evitar pérdidas en la válvula por despegado?

En el diseño del módulo hidráulico de la experiencia III, habría que determinar el área de pegado del diafragma con el reservorio de electrolito para resistir las presiones del humor acuoso y también el espesor de la pared del soporte ya que este determina el desplazamiento del diafragma. Es necesario encontrar un rango de espesores de los apoyos que reduzcan la energía necesaria en la deformación del diafragma y aseguren una adhesión correcta entre el diafragma de Kapton y el soporte de PDMS. Queda por determinar cuáles son las dimensiones óptimas utilizando MEF.

En la experiencia IV, en el proceso de producción de prototipos se tuvieron soluciones de compromiso entre las dimensiones de los dispositivos y la búsqueda de funcionalidad de los mismos. El objetivo de la tecnología MEMS es la miniaturización de los dispositivos, esto demanda de infraestructura y equipamiento complementario que permita producir y manipular las piezas.

El prototipado rápido por FDM permitió el desarrollo de moldes para la construcción de piezas en PDMS con una resolución de 28 μm en el eje Z. A partir de los resultados obtenidos con la técnica de prototipado rápido se construyeron moldes utilizando una fresa CNC obteniendo moldes de PMMA para el moldeado del módulo hidráulico de la válvula.

5.2 Caracterización de válvulas para glaucoma y prototipos

5.2.1 Introducción

La válvula para glaucoma por ser un dispositivo de uso médico debe garantizar aspectos vinculados con seguridad y eficacia, para este fin en el año 1998, la FDA (Food and Drug Administration) de EEUU publica una guía con los ensayos recomendados. En la guía se describen las diferentes metodologías para los ensayos preclínicos, clínicos, de verificación de los procesos de esterilización y las recomendaciones para el empaquetado y el rotulado. En la Tabla 5.7 se presentan los ensayos preclínicos para válvulas pasivas, los mismos permiten evaluar aspectos estructurales y funcionales de los dispositivos ensayados.

Tabla 5.7: Ensayos preclínicos

Ensayos preclínicos	Descripción	Ensayo
Estabilidad física	Las dimensiones y las propiedades funcionales deben permanecer estables dentro de las tolerancias después del ensayo.	Inmersión en agua destilada a 37 ± 2 °C durante 14 días.
Características de Presión-Caudal	La resistencia hidráulica del dispositivo a presiones y caudales en rangos fisiológicos, deben ser substancialmente equivalentes a los dispositivos ya aprobados.	Descripción de material y métodos en el anexo A de la guía.
Integridad estructural	Las uniones de cualquiera de las partes que componen el dispositivo deben poder soportar fuerzas de 0,5 Newton sin romperse y sin pérdidas en las uniones.	
Biocompatibilidad	Los dispositivos deben demostrar que son biológicamente seguros. Test in vivo e in vitro del material cuantificando y evaluando la toxicidad.	Implantación intramuscular Implantación ocular en animales (6 animales, 6 meses) Test de citotoxicidad, intracutáneo, mutagenicidad.
Testeos químicos	Las siliconas no deben presentar elementos volátiles (con peso molecular menor que 1000)	Utilizando el método gravimétrico la reducción en peso no debe ser mayor que 1.0%
Testeo de envejecimiento acuosos	Se evalúan los cambios en el peso molecular y los monómeros libres del material, identificando y cuantificando la degradación por el envejecimiento en un medio acuoso.	ANSI Z80.7-1994 El dispositivo debe ser estable durante todo el test dentro de las tolerancias para un periodo equivalente a un año.
Dimensional y calidad de superficies	Para una observación con magnificación de 6x la superficie debe estar libre de orificios, grietas y rajaduras. Los bordes deben ser suaves y libres de rebabas. Las dimensiones del dispositivo deben estar dentro del $\pm 5\%$ de los valores nominales, para los tubos la tolerancia es de $\pm 15\%$.	Inspección con lupa, medición de longitudes.

Uno de los aspectos más importante en los ensayos del prototipo es determinar su funcionalidad en el rango fisiológico, para ello se estudia la relación entre la presión y el caudal de fluido.

El ensayo de presión-caudal permite evaluar la eficacia del dispositivo para controlar la presión intraocular. Un dispositivo que drena un caudal de humor acuoso mayor que el que produce el ojo, tenderá a reducir el volumen de humor acuoso acumulado en la cámara anterior del ojo y como consecuencia de esto se reducirá la presión intraocular. Uno de los aspectos críticos a considerar es la reducción excesiva de la presión (< 5 mmHg) poniendo en riesgo de daño el epitelio de la córnea, órgano de vital importancia para la visión. Cuando el caudal drenado es inferior al producido tendremos hipertensión (> 20 mmHg).

Relación presión-caudal

Prata et al. (1994) realizó ensayos in-vitro comparando distintas válvulas para glaucoma, para la válvula de Ahmed obtuvo que la presión de apertura era de $9,2 \pm 3,4$ mmHg y la de cierre de $7,2 \pm 0,6$ mmHg. También observó que los valores de presión intraocular resultantes luego del implante in-vivo eran mayores a los registrados in-vitro, atribuyendo esta diferencia a la interacción de los tejidos donde se implanta con la válvula. En la Figura 5.51 se presentan los datos de presión-caudal relevados para la válvula de glaucoma de Ahmed in-vitro.

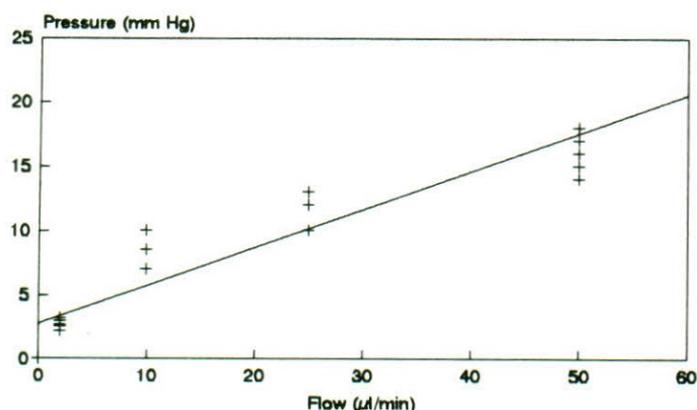


Figura 5.51: Relación presión-caudal en la válvula de Ahmed. Prata et al. (1994)

Porter et al. (1997) propuso dos métodos para obtener la relación entre la presión y el caudal, uno denominado “*gravity-driven flow test*” donde el fluido es impulsado por efectos de la fuerza de gravedad, variando el flujo y la presión en cada momento del ensayo y otro basado en el uso de una bomba inyectora a jeringa donde el caudal se mantiene constante durante el tiempo de duración del ensayo. En la Figura 5.52a se presenta el esquema del circuito hidráulico a flujo constante y en la Figura 5.52b el circuito “*gravity test*”.

Los autores sugieren que el método de *gravity test* permite obtener en menor tiempo valores de resistencia y presión de cierre de válvulas, siendo un método adecuado para

implementar en líneas de producción de dispositivos y el método que utiliza una inyección de flujo constante demanda de mayor cantidad de tiempo y permite obtener información adicional del dispositivo, pudiendo ser útil para la validación del diseño del dispositivo.

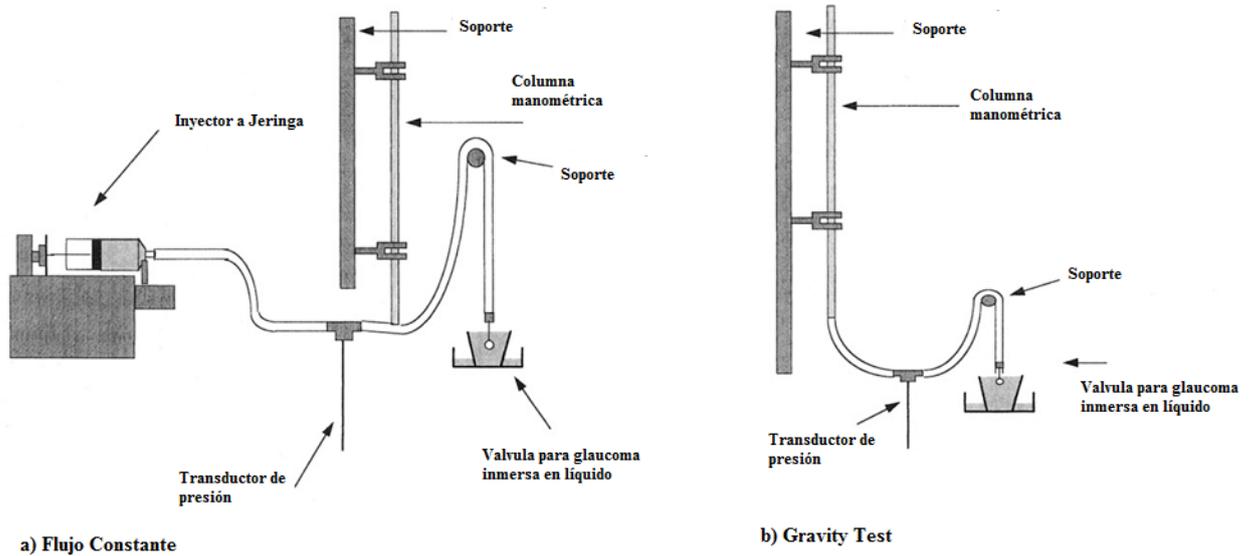


Figura 5.52: Circuitos hidráulicos para el ensayo de válvulas para glaucoma

Francis et.al (1998) realiza un estudio experimental de diferentes válvulas utilizando una bomba infusora como fuente propulsora del fluido semejante a la propuesta por Porter et al. (1997) en la Figura 5.52a, la válvula se encuentra sumergida a una presión de 6mmHg en una columna de líquido. Para determinar los cambios de la resistencia hidráulica de las válvulas se realizan ensayos con diferentes caudales, en la Figura 5.53 se presentan los valores de presión en la válvula de Ahmed cuando el caudal es de 2, 5 y 10 $\mu\text{l}/\text{min}$ y en la Figura 5.54 cuando los caudales son de 25 y 50 $\mu\text{l}/\text{min}$.

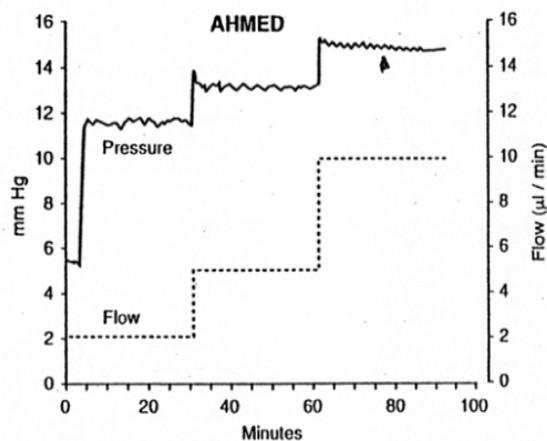


Figura 5.53: Válvula de Ahmed, ensayo a flujo constante de 2, 5 y 10 $\mu\text{l}/\text{min}$

En la Figura 5.53 se observa que a medida que aumenta el caudal la presión aumenta, en la Figura 5.54 se observa que el valor de la presión se mantiene cercano a 15 mmHg cuando el flujo pasa de 10 a 25 y de 25 a 50 mmHg.

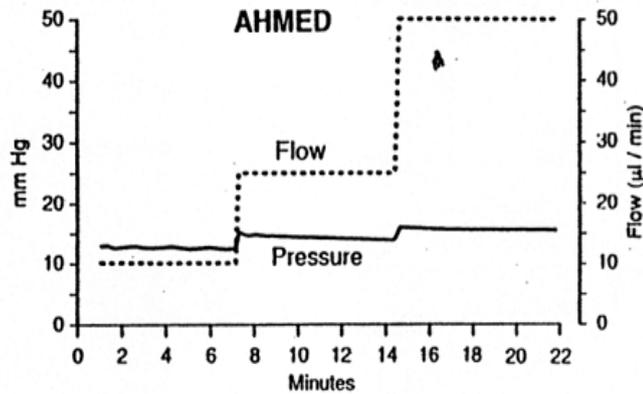


Figura 5.54: Válvula de Ahmed, ensayo a caudal constante de 10, 25 y 50 $\mu\text{l}/\text{min}$

En la Tabla 5.8 se presentan los valores de resistencia hidráulica calculada como el cociente entre la presión obtenida y el caudal circulante.

Tabla 5.8: Resistencia hidráulica Ensayos preclínicos

Caudal ($\mu\text{l}/\text{min}$)	Resistencia ($\text{mmHg}/\mu\text{l}/\text{min}$)	
	Control	Ahmed
2	0,18	2,86
5	0,24	0,59
10	0,21	0,30
25	0,22	0,13
50	0,24	0,05

Francis et. al (1998) utiliza la bomba infusora para reproducir los ensayos de Pratta et al. (1994) aplicando a la válvula una rampa creciente de caudal de $5 \mu\text{l}/\text{min}$, en la Figura 5.55 se presenta el circuito hidráulico utilizado para realizar el ensayo.

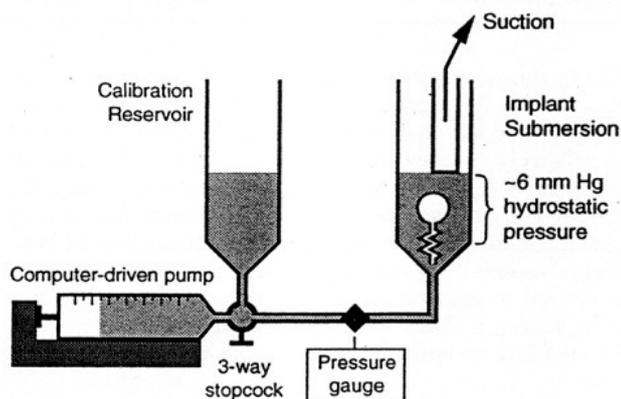


Figura 5.55: Circuito hidráulico para el ensayo de válvulas propuesto por Francis et. al (1998)

En la Figura 5.56 se observa la presión de apertura de la válvula cuando ha transcurrido aproximadamente dos minutos del inicio del ensayo, al comienzo se observa el valor de la presión de base (6 mmHg) aumentando hasta alcanzar el valor de apertura de la válvula próximo a 16 mmHg y manteniéndose en valores aproximados durante el transcurso del ensayo.

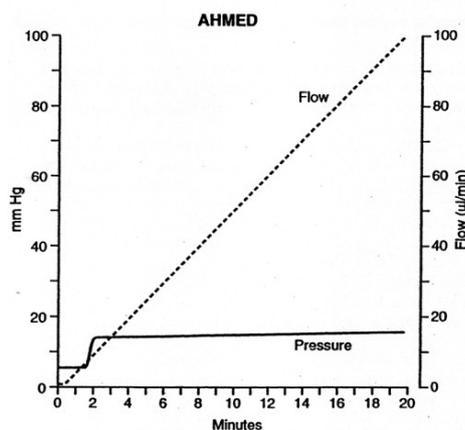


Figura 5.56: Válvula de Ahmed, ensayo rampa 5 µl/min

Utilizando el circuito hidráulico de la Figura 5.57, Eisenberg et. al. (1999) proponen un método para caracterizar los dispositivos basados en uno utilizado en implantes neurológicos.

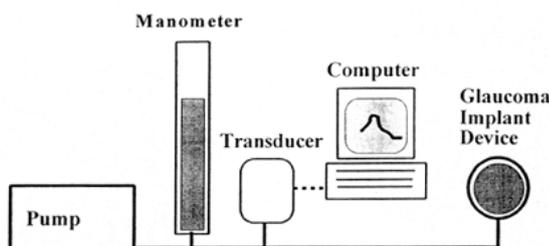


Figura 5.57: Circuito hidráulico para el ensayo de válvulas propuesto por Eisenberg et. al. (1999)

El método propuesto por Eisenberg et. al. (1999) consiste en inyectar caudales de 5 $\mu\text{l}/\text{min}$ y 2,5 $\mu\text{l}/\text{min}$, antes de ensayar las válvulas, se ensaya el circuito con la cánula de conexión cerrada y con la cánula de conexión abierta (Figura 5.58).

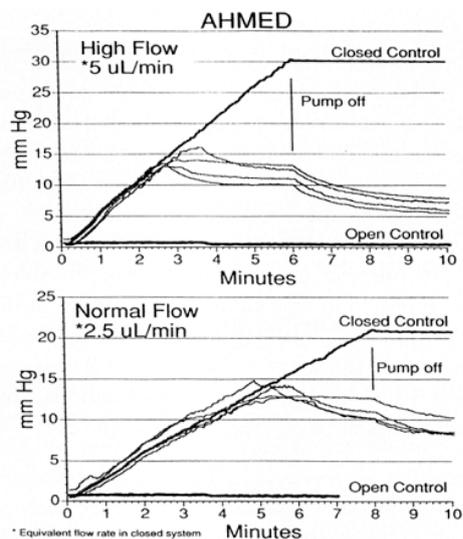


Figura 5.58: Válvula de Ahmed, ensayo Eisenberg et. al. (1999)

Cuando el circuito está cerrado se observa el aumento de la presión a medida que pasa el tiempo hasta llegar a un límite máximo de 30 o 20 mmHg donde se apaga la bomba infusora. Cuando el circuito está abierto se observa que la presión no aumenta manteniéndose próxima a cero, esto permite demostrar que el conexionado no agrega resistencia a la válvula ensayada.

Se registra la presión en el circuito cuando la bomba está encendida y apagada, permitiendo registrar las presiones de apertura y de cierre del dispositivo (Figura 5.59).

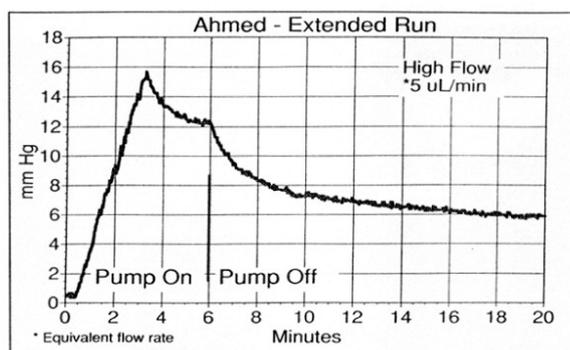


Figura 5.59: Válvula de Ahmed, ensayo Eisenberg et. al. (1999)

En la Tabla 5.9 se presentan las características encontradas por Eisenberg et. al. (1999), observando cómo varía la resistencia hidráulica y la presión de apertura en la válvula de Ahmed cuando el caudal es de 2,5 y 5 $\mu\text{l}/\text{min}$.

Tabla 5.9: Presión de apertura y conductividad hidráulica, válvula de Ahmed

Caudal [μl/min]	Presión de Apertura [mmHg]	Conductividad [μl/min.mmHg]
2,5	13,6 (12,7 a 14,8)	1,21 (0,85 a 1,05)
5	14,2 (13 a 16)	1,87 (1,64 a 2,16)

Jones et al. (2013) proponen el uso del *gravity test* para evaluar el funcionamiento de la válvula de Ahmed FP7 en el quirófano antes de su implantación. El objetivo del ensayo es reducir la posibilidad de hipotonía o hipertonía, el criterio es rechazar los dispositivos que a 10 cm (7 mmHg) de columna de líquido continúan drenando la solución salina o cuando a 17 cm de columna de agua (12 mmHg) no drenan. En un estudio realizado en 24 válvulas encontraron que cuatro (17%) no cumplían con los requisitos antes enunciados. Los autores mencionan que las causas de falla pueden deberse a variaciones en el proceso de fabricación o debidas a un manejo inadecuado del purgado inicial (*priming*) donde se inyecta un 1 ml de solución salina con una jeringa.

En un estudio realizado por Moss y Trope (2008) con seis válvulas FP7 utilizando *gravity test* encontraron que la presión de cierre estaba en un rango de 1,4 a 13,5 mmHg, con una media de $7,1 \pm 5,0$ mmHg, como se observa en la Tabla 5.10.

Tabla 5.10: Presión de apertura válvula de Ahmed FP7

Válvula	Presión a 90 min (media ± SD) mmHg
1	1,4 ± 0,3
2	11,2 ± 3,5
3	3,5 ± 2,7
4	13,5 ± 6,6
5	3,2 ± 0,5
6	9,6 ± 3,5
Media	7,1 ± 5,0

5.2.2 Metodología

Se realizaron estudios de caracterización funcional de los dispositivos *in-vitro*, en la primera etapa se estudio la válvula de Ahmed para luego estudiar el comportamiento de la válvula obtenida en la experiencia cinco del capítulo 4, (válvula “e5”).

Se utilizó el método de *Gravity Flow Test* descrito por Porter et al. (1997) y adoptado por FDA (1998) como parte de los ensayos recomendados para los fabricantes de válvulas para glaucoma.

Durante el ensayo se mide la variación en el tiempo de la altura de líquido de la columna manométrica. El caudal que atraviesa el dispositivo, puede ser calculado

aplicando el principio de conservación de la masa, y es igual al cambio de volumen en el tiempo en la columna de área A (Ecuación 5.1)

$$Q(t) = A \cdot \frac{dh}{dt} \quad 5.1$$

La resistencia hidráulica se calcula utilizando la Ecuación 5.2

$$R = \frac{P}{Q} \quad 5.2$$

La resistencia hidráulica está compuesta por la suma de las resistencias de los componentes del circuito, como se observa en la Ecuación 5.3 .

$$R = R_{columna} + R_{conductos} + R_v \quad 5.3$$

Para medir la la resistencia hidráulica de la columna manométrica utilizando el software Kinovea como se observa en la Figura 5.60). Se midió el tiempo de escurrimiento cada 0,5 ml desde 0ml a 5 ml, los datos relevados se presentan en el Anexo 7.10.

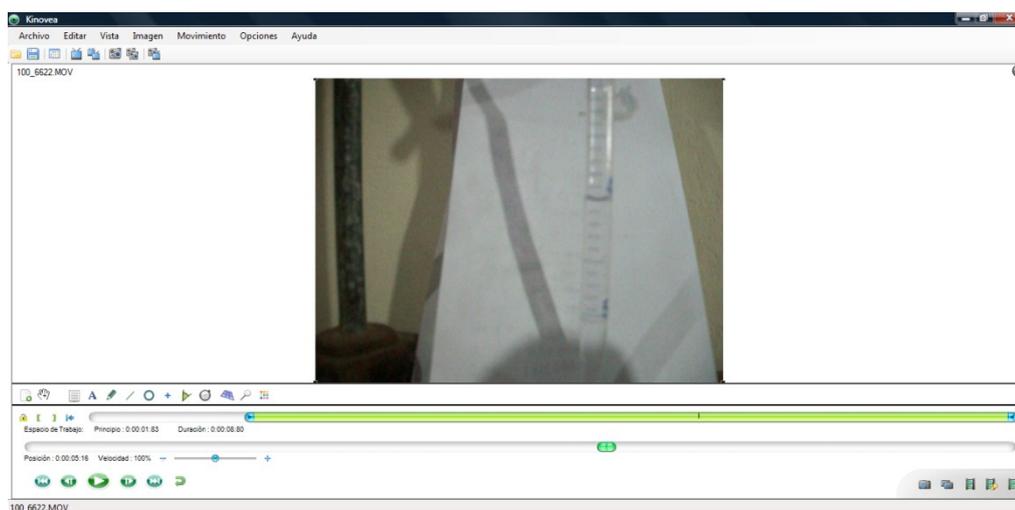


Figura 5.60: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo.

En la Tabla 5.11 se presentan las características de las columnas manométricas y las resistencia de la columna más la cánula en un rango de presión de 42 a 14 [mmHg].

Tabla 5.11: Características de las columnas manométricas

Columna Manométrica	Volumen [ml]	Área [mm ²]	Altura [mm]	Diam [mm]	Resolución [mm]	Resist. Hidráulica [mmHg.min/ml]
C1	25	65,79	380	9,15	1,52	0,55 – 0,38
C2	5	29,41	170	6,11	3,4	0,30 – 0,20

Experiencia 1: Ensayo válvula de Ahmed®

Para el estudio con la válvula de Ahmed se utilizó el modelo S2 (Figura 5.61), la misma se preparó siguiendo las instrucciones del fabricante, haciendo circular una solución salina con una jeringa de 1 [ml] con el objetivo de retirar el aire del interior del conducto y de las membranas.

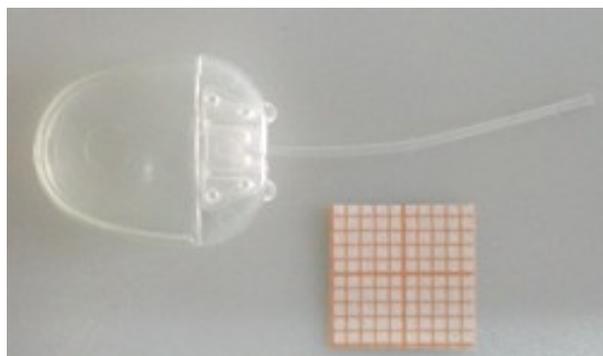


Figura 5.61: Válvula de Ahmed S2

En la Figura 5.62 se presenta un esquema del circuito hidráulico utilizado en el ensayo, se observa el reservorio en el cual se encuentra alojada la válvula donde la presión de salida se mantiene en 6 [mmHg] (8 [cm] de H₂O), la conexión entre el tubo de 4 [mm] de diámetro y el tubo de la válvula (DE=0.64 [mm], DI=0.30 [mm]) se realiza en un bloque de acrílico asegurando que la totalidad de la solución circula por la válvula.



Figura 5.62: Circuito hidráulico para el ensayo de la válvula

Se realizaron 5 ensayos variando la presión inicial, en la Tabla 5.12 se describen los parámetros del ensayo.

Tabla 5.12: Ensayos realizados con la válvula de Ahmed S2

Ensayo	Presión Inicial [mmHg]	Tiempo de ensayo [min]	Columna Manométrica	Temperatura [°C]
1	33,24	210	C1	26
2	20,22	130	C2	20
3	44,85	167	C1	s/d
4	39,96	942	C1	s/d
5	26,25	215	C2	26

Experiencia 2: Válvula “e5”

Se caracterizaron seis válvulas, como se observa en la Figura 5.63, las mismas fueron pegadas a un tubo de mayor diámetro para no adicionar una resistencia en el conexionado de las mismas a la columna manométrica. Se utilizó en la caracterización de las mismas las columnas manométrías mencionadas en la Tabla 5.11.



Figura 5.63: válvulas e5.

5.2.3 Resultados

Experiencia 1: Válvula de Ahmed

Se observó en ensayos preliminares (Figura 5.64), que la presencia de burbujas en los conductos afectaban el drenaje de la solución variando la resistencia hidráulica del dispositivo, para evitar esos cambios indeseados se retiraron los gases del agua por ebullición (Figura 5.65)

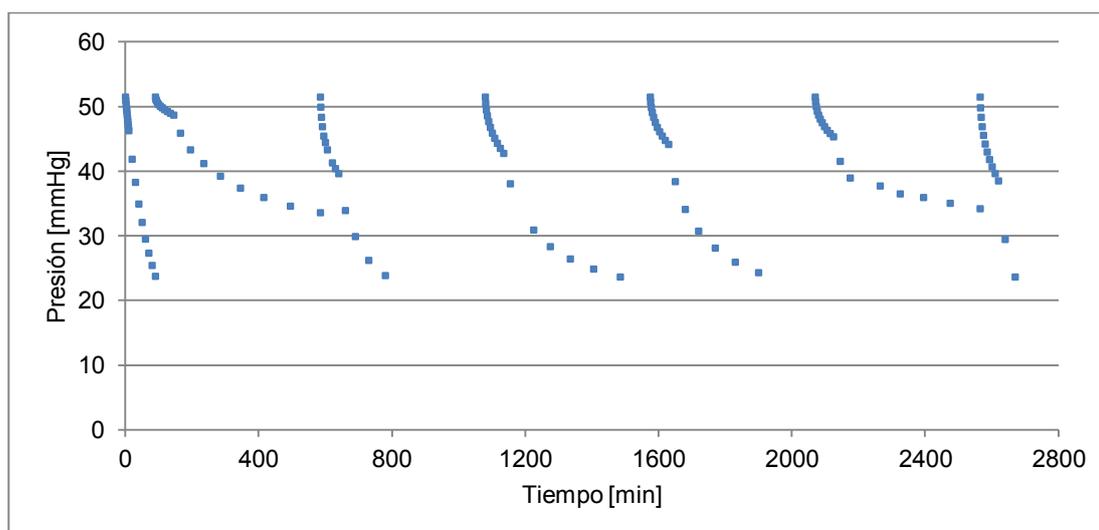


Figura 5.64: Ensayos no repetibles con la válvula de Ahmed S2.

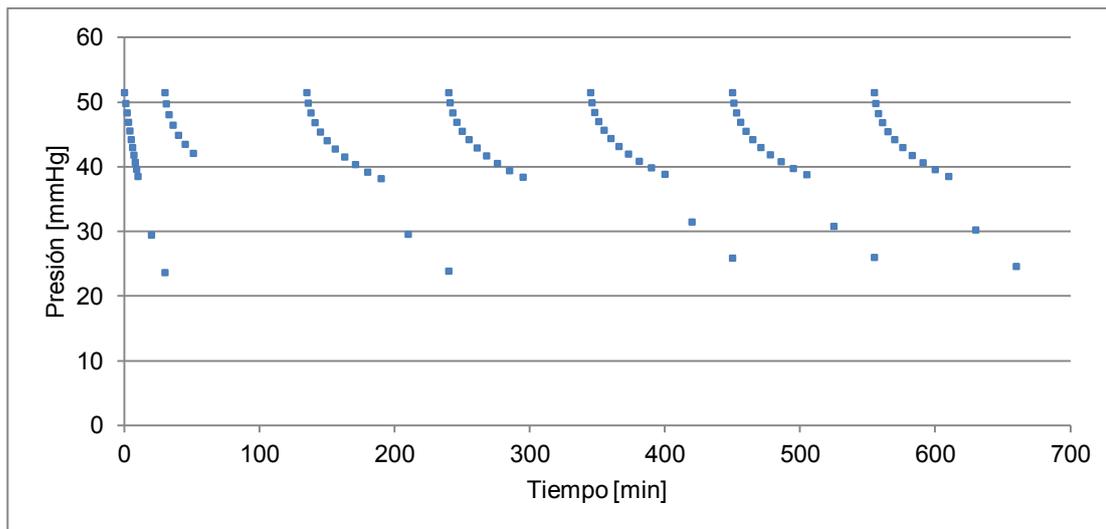


Figura 5.65: Ensayos repetibles con la válvula de Ahmed S2

En la Tabla 5.13 se presenta la variación del volumen y la presión en la columna manométrica durante un ensayo de *gravity test* de dos horas.

Tabla 5.13: Registro de la variación de presión y volumen en *gravity test*

Minutos	Volumen en la columna	Volumen drenado	Altura [cm]	Presión [mmHg]	Caudal promedio [ml/min]
0,00	25,00	0	61	44,85	0,00
1,00	24,30	0,7	59,93	44,07	0,70
2,00	23,55	1,45	58,79	43,23	0,75
4,00	22,15	2,85	56,66	41,67	0,70
5,00	21,50	3,5	55,68	40,94	0,65
10,00	18,65	6,35	51,34	37,76	0,57
20,00	14,30	10,7	44,73	32,89	0,44
30,00	11,22	13,78	40,05	29,45	0,31
40,00	9,00	16	36,68	26,97	0,22
50,00	7,50	17,5	34,4	25,29	0,15
60,00	5,90	19,1	31,96	23,51	0,16
70,00	4,85	20,15	30,37	22,33	0,11
80,00	4,00	21	29,08	21,38	0,09
90,00	3,30	21,7	28,01	20,60	0,070
100,00	2,66	22,34	27,04	19,88	0,064
110,00	2,15	22,85	26,26	19,31	0,051
120,00	1,70	23,3	25,58	18,81	0,045

En la Figura 5.66, se observa la variación de la diferencia de presión en la válvula de Ahmed por efecto del escurrimiento de la solución en un ensayo de *gravity test*. La diferencia de presión en la que se encuentran todos los ensayos al cabo de 165 ± 5 [min] está en el rango de 17.05 ± 0.87 [mmHg] y el caudal en el rango de 20 ± 5 [μ L/min].

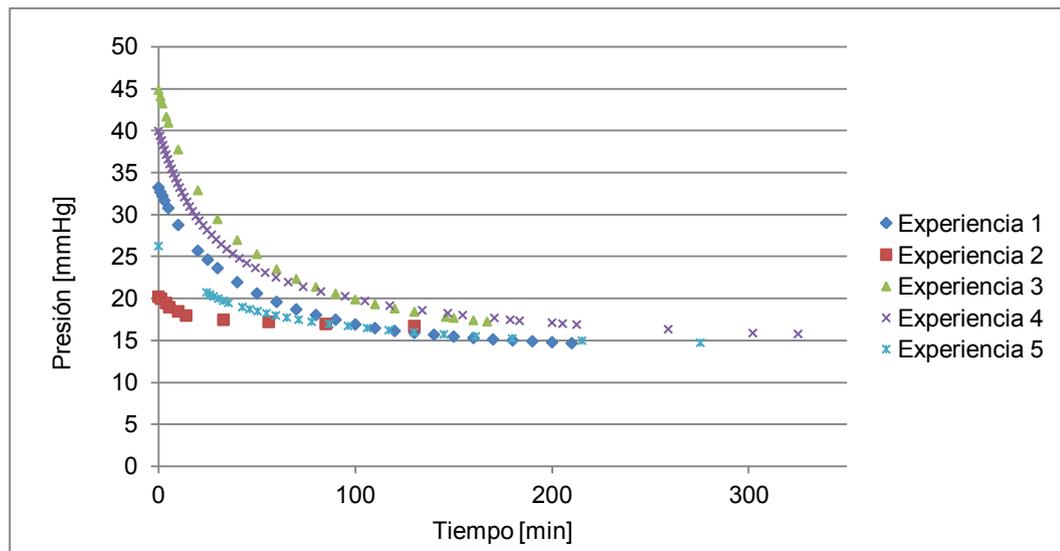


Figura 5.66: Presión diferencial en la válvula de Ahmed

En la Tabla 5.14 se comparan valores de presión y caudal de los ensayos realizados con la columna manometría C1, para distintos puntos del ensayo.

Tabla 5.14: Parámetros de presión (P) y caudal (C)

Ensayo	Presión Inicial [mmHg]	Tiempo de ensayo [min]		
		165 ± 5 [min]	210 ± 5 [min]	940 ± 5 [min]
1	33,24	P = 16,05 [mmHg] C = 15 [μL/min]	P = 14,68 [mmHg] C = 10 [μL/min]	
3	44,85	P = 17,41 [mmHg] C = 25 [μL/min]		
4	39,96	P = 17,68 [mmHg] C = 20 [μL/min]	P = 16,90 [mmHg] C = 10 [μL/min]	P = 14,42 [mmHg] C = 6 [μL/min]

En la Tabla 5.15 se comparan valores de presión y caudal de los ensayos realizados con la columna manometría C2, para distintos puntos del ensayo.

Tabla 5.15: Parámetros de presión (P) y caudal (C)

Ensayo	Presión Inicial [mmHg]	Temperatura [°C]	Tiempo de ensayo [min]		
			60±10 [min]	120±10 [min]	215 [min]
2	20,22	20	P=17,22 [mmHg] C=4 [μL/min]	P=16,72 [mmHg] C=2 [μL/min]	
5	26,25	26	P= 17,99 [mmHg] C= 21 [μL/min]	P= 16,24 [mmHg] C= 9 [μL/min]	P= 14,99 [mmHg] C= 3 [μL/min]

En la Figura 5.67, se presenta la relación presión-caudal utilizando los datos obtenidos en el Ensayo 4, como se observa el caudal disminuye por debajo de los 10 [μL/min] cuando la presión diferencial es próxima a 15 [mmHg].

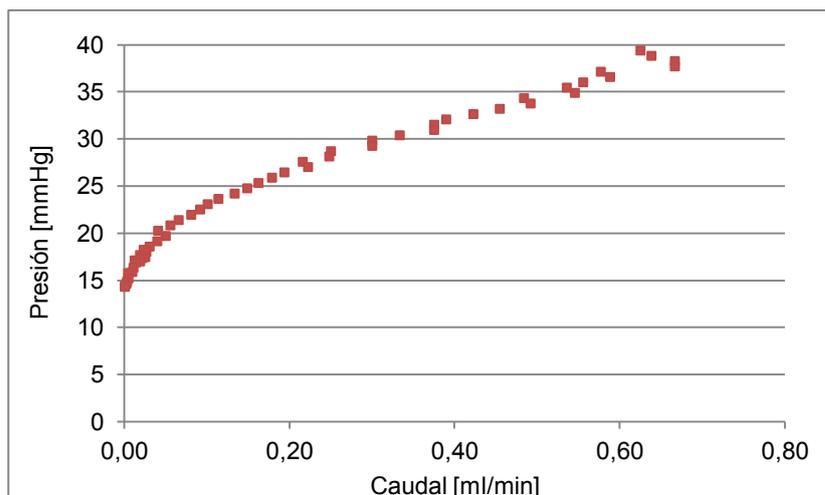


Figura 5.67: Relación presión caudal válvula de Ahmed S2

Experiencia 2: Válvula “e5”

Se caracterizaron seis válvulas “e5” con estudios de Presión-Caudal. En la primera experiencia con la válvula número 1 y como parte de un estudio exploratorio se comenzó con presiones en la columna manométrica de 45 mmHg, para luego pasar a experiencias con presiones iniciales cercanas a los 17 mmHg.

En la Tabla 5.16 se resumen los estudios realizados, mencionando la columna manométrica utilizada y la duración del ensayo.

Tabla 5.16: Ensayos realizados

Válvula	Experiencia	Columna manométrica	Presión inicial [mmHg]	Tiempo de ensayo [min]	Figura
1	1	C1	45,23	19,28	Figura 5.68
	2	C1	40,92	25,50	
	3	C2	16,92	35,07	
	4	C2	16,92	34,25	
	5	C2	16,69	23,25	
2	1	C2	16,38	72,00	Figura 5.69
	2	C2	16,38	65,00	
3	1	C2	16,69	32,67	Figura 5.70
	2	C2	16,69	32,00	
4	1	C2	16,92	52,00	Figura 5.71
	2	C2	16,92	53,17	
5	1	C2	16,92	12,23	Figura 5.72
	2	C2	16,92	13,63	
6	1	C2	16,92	59,00	Figura 5.73
	2	C2	16,92	69,33	

En la Figura 5.68, se presentan cinco experiencias distintos ensayos observa la variación de la diferencia de presión en la válvula “e5”, por efecto del escurrimiento de la solución en la válvula en un ensayo de *gravity test*.

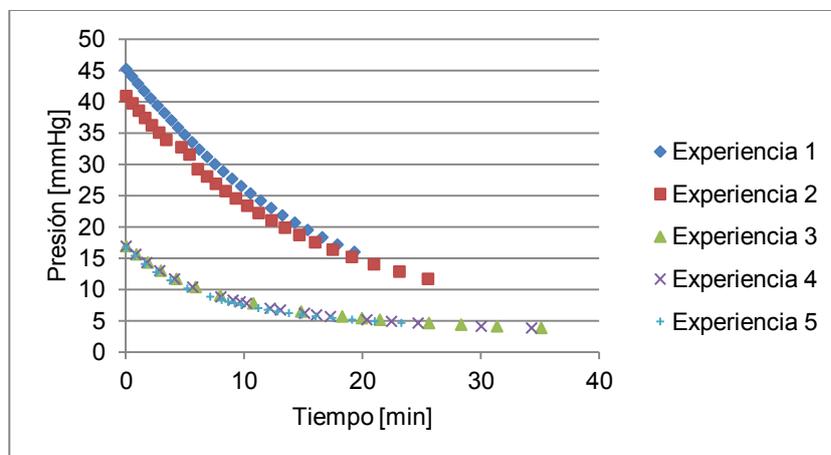


Figura 5.68: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo, válvula 1 “e5”.

En la Figura 5.69 hasta la Figura 5.73 se presenta la variación de presión medida en las cinco válvulas restantes del ensayo, en cada una de ellas se realizaron dos experiencias.

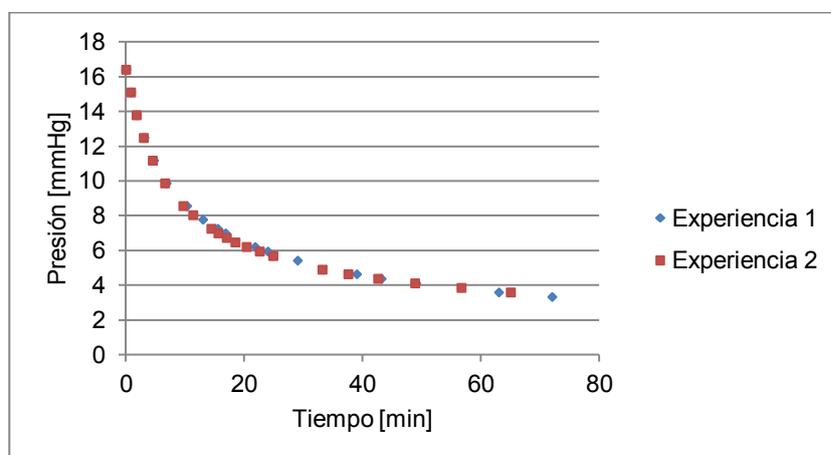


Figura 5.69: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo, válvula 2 “e5”.

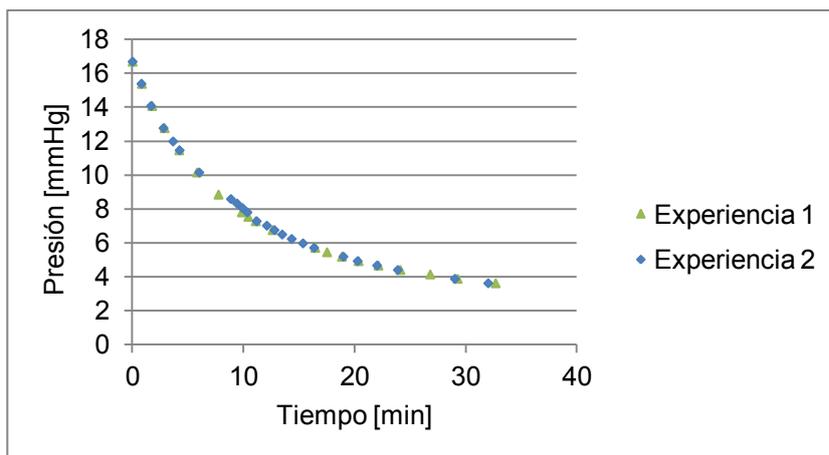


Figura 5.70: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo, válvula 3 “e5”.

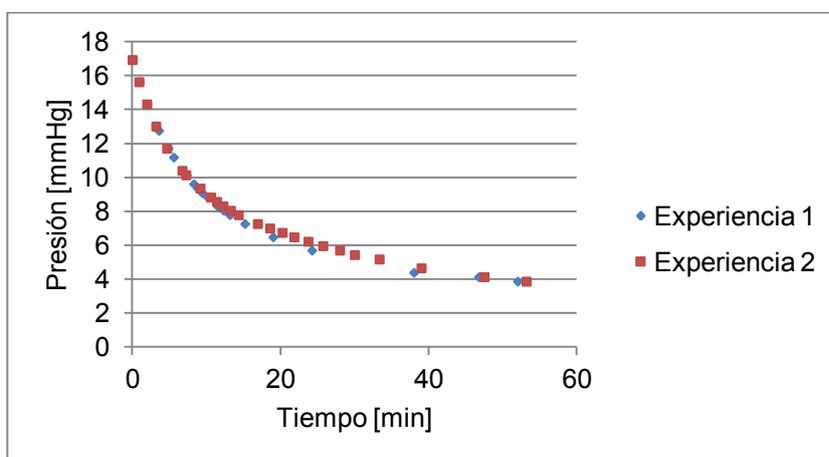


Figura 5.71: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo, válvula 4 “e5”.

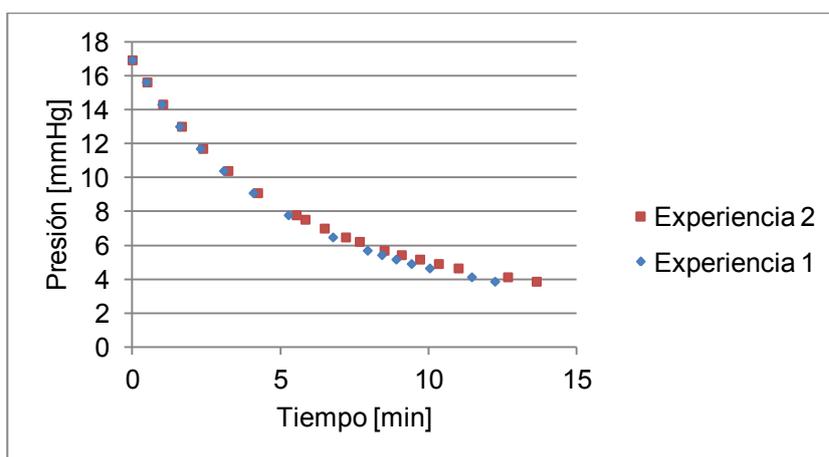


Figura 5.72: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo, válvula 5 “e5”.

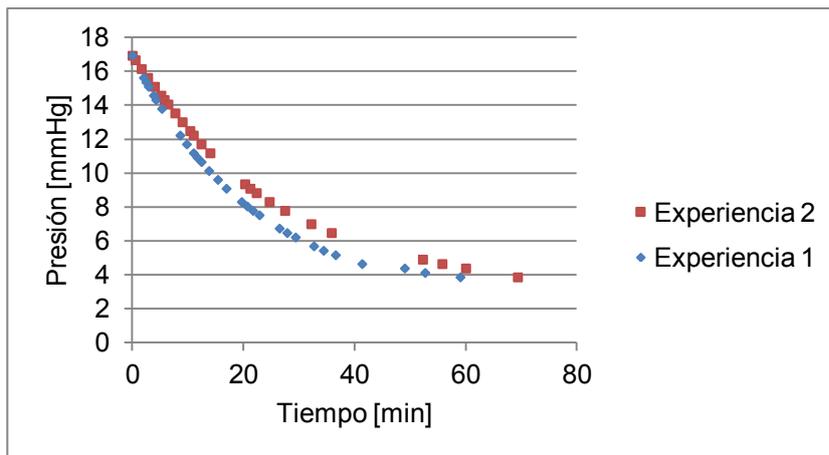


Figura 5.73: Variación de altura en la columna manométrica durante el ensayo, válvula 6 “e5”.

En la Tabla 5.17 se presenta una síntesis de las variables medidas y calculadas para cada una de las seis válvulas. Se puede observar que a partir de la experiencia número 3 de la válvula 1, la variación entre la presión inicial y final está en el rango de 12 a 13 mmHg para todas las válvulas.

Tabla 5.17: Presión y caudal de las experiencias válvula “e5”.

Válvula	Experiencia	Presión Inicial [mmHg]	Presión Final [mmHg]	Diferencia de Presión [mmHg]	Caudal Inicial [ml/min]	Caudal Final [ml/min]
1	1	45,23	16	29,23	2,07	0,698
	2	40,92	11,69	29,23	1,88	0,414
	3	16,92	3,85	13,07	0,58	0,027
	4	16,92	3,85	13,07	0,61	0,024
	5	16,69	4,66	12,03	0,68	0,044
2	1	16,38	3,31	13,07	0,59	0,011
	2	16,38	3,57	12,81	0,61	0,012
3	1	16,69	3,62	13,07	0,60	0,029
	2	16,69	3,62	13,07	0,63	0,033
4	1	16,92	3,85	13,07	0,53	0,019
	2	16,92	3,85	13,07	0,55	0,018
5	1	16,92	3,85	13,07	1,03	0,128
	2	16,92	3,85	13,07	1,00	0,103
6	1	16,92	3,85	13,07	0,25	0,016
	2	16,92	3,85	13,07	0,19	0,021

En la Figura 5.74 se presentan los valores de resistencia hidráulica promedio para cada experiencia, en la misma podemos observar que las válvulas 1, 2, 3 y 4 presentan valores de resistencia hidráulica promedio en el rango de $2,23E-2 \pm 0,19E-2$ mmHg.min/ μ l, la válvula 5 con una resistencia hidráulica de $1,45 \pm 0,01 E-2$ mmHg.min/ μ l y para finalizar la válvula 6 con una resistencia de $6,78 \pm 1,55 E-2$ mmHg.min/ μ l.

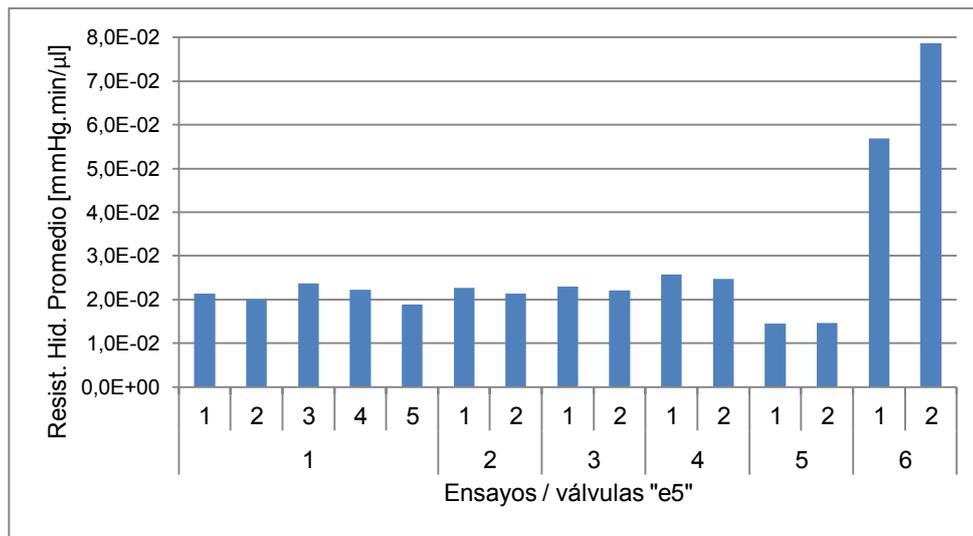


Figura 5.74: Resistencia hidráulica promedio de cada válvula

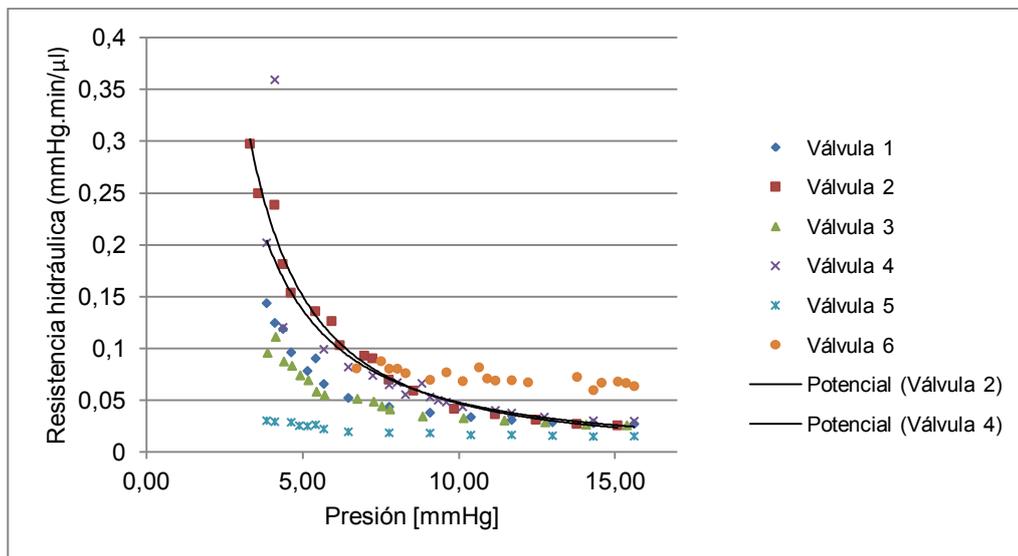


Figura 5.75: Resistencia hidráulica vs presión

En la válvula 2 la resistencia hidráulica es de $2,56E-2$ mmHg.min/ μ l cuando la presión es de 15,08 mmHg y de $2,98E-1$ mmHg.min/ μ l cuando la presión es de 3,31 mmHg. En la válvula 5 y 6 no se observan cambios importantes de la resistencia cuando la presión cambia; para la válvula 5 la resistencia es de $1,51E-2$ mmHg.min/ μ l para una presión 15,62 mmHg y de $3,01 E-2$ mmHg.min/ μ l para una presión de 3,85 mmHg (Figura 5.75).

En la Figura 5.76, se presenta la relación presión-caudal de las válvulas 1, 2, 3 y 4.

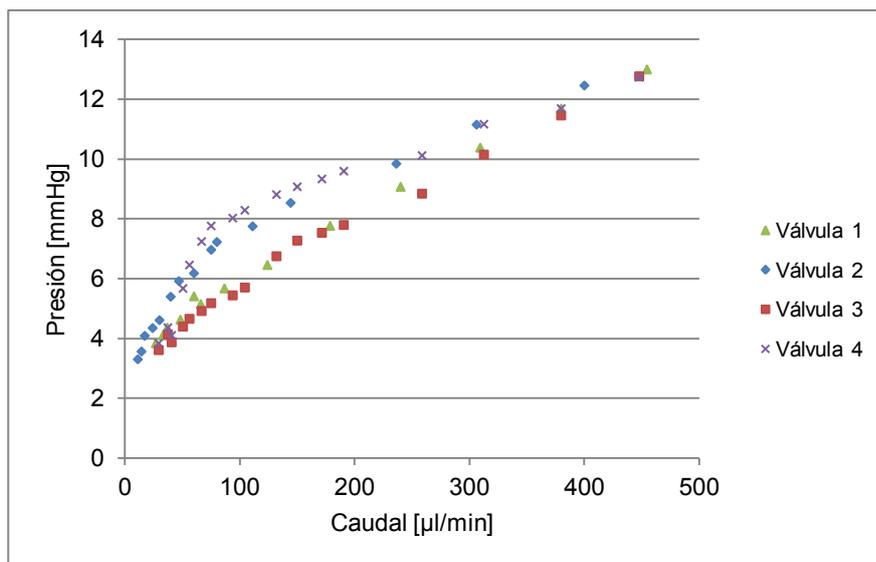


Figura 5.76: Relación presión vs caudal

5.2.4 Discusión

La implementación del “gravity test” permitió determinar el comportamiento presión-caudal de la válvula de Ahmed, se observó que es necesario desgazificar el agua de la columna manométrica para que la formación de burbujas no afecte el valor de la resistencia hidráulica medida.

En los ensayos realizados se obtuvo que la válvula de Ahmed en la proximidad de los 15 mmHg el caudal estuvo por debajo de los 10 µL/min, las columnas manométricas utilizadas dificultaron la medición de pequeños caudales debido a que la mínima unidad de medición era de 100 µL.

En la Tabla 5.18 se comparan los resultados de la experiencia con la válvula de Ahmed con los obtenidos por Francis et.al (1998), se observa que la resistencia hidráulica de la válvula de Ahmed ensayada es mayor que la descrita en la bibliografía.

Tabla 5.18: Comparación resultados experimentales con los obtenidos por Francis et al.(1998)

Caudal (µl/min)	Resistencia (mmHg/µl/min)	
	Ahmed Francis et.al (1998),	Experiencia con válvula de Ahmed
2	2,86	
3		5
5	0,59	
9		1,77
10	0,30	
20		0,85
25	0,13	

Las válvulas “e5” presentaron variación de la resistencia hidráulica con la presión 4 de 6 válvulas presentaron resistencias hidráulicas de $2,23 \pm 0,19E-2$ mmHg.min/ μ l. La resistencia hidráulica de las válvulas “e5” es de $8,12 \pm 2,97$ mmHg.min/ μ l cuando la diferencia de presión es de $6,17 \pm 0,41$ mmHg (Aprox 800 Pa).

Los valores obtenidos estan dos ordenes de magnitud por debajo de los de la válvula de Ahmed, para aumentar la resistencia se deberá aumentar el espesor del diafragma o disminuir el diámetro del mismo.

5.3 Comparación con el modelo numérico

5.3.1 Valvula de Ahmed

En la Figura 5.77 se comparan los valores obtenidos en la experiencia de *gravity test* con una válvula de Ahmed S2 (Figura 5.67) y los resultados obtenidos utilizando el método de elementos finitos (ANEXO 7.2). La diferencia por debajo de caudales de humor acuoso de 10 μ L/min esta entre 8-10 mmHg y por encima de caudales de 20 μ L/min se reduce a 6mmHg.

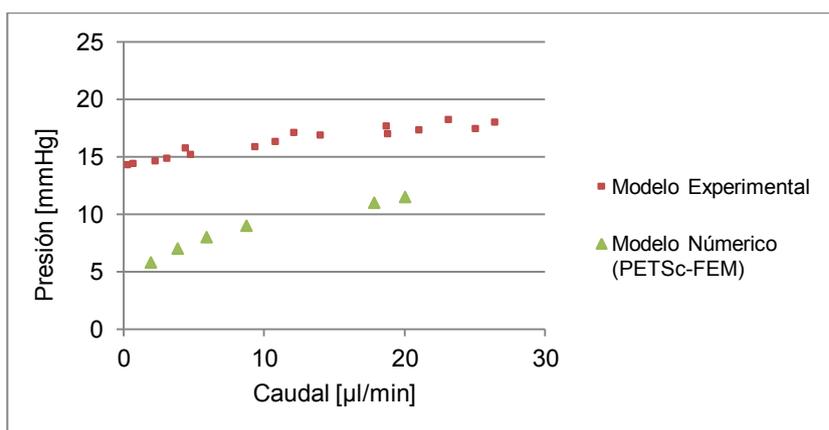


Figura 5.77: Comparación de resultados obtenidos con experimental vs Numérico

Para el modelado numérico de la válvula de Ahmed S2 se utilizaron las dimensiones y propiedades del material de la membrana reportados por Stay et. al (2005). En la se compara las dimensiones del modelo con las mediciones de la válvula de Ahmed ensayada (ANEXO 7.11).

Tabla 5.19: Dimensiones del modelo y de la válvula ensayada.

	Datos modelo numérico basado en trabajo de Stay et al (2005)	Dispositivo Ensayado con gravity test (ANEXO X)
Ancho canal de salida	1,64 mm	2 mm
Ancho base canal	2,11 mm	2,4 mm
Espesor membrana	125 μ m	125 μ m
Tensiones de la membrana	No se incluyen	Se observan estructuras en la tapa de la membrana que la tensarían cuando se ensamblan.

La diferencia entre la relación presión-caudal de la válvula con el modelo numérico se debe a que en el modelo no se introdujeron la tensión de la membrana. La tensión de la membrana rigidiza la válvula, necesitando mayor presión de entrada para obtener el mismo caudal.

5.3.2 Válvula “e5”

En la Figura 5.78 se comparan los resultados obtenidos experimentalmente con el numérico. Se observa que la rigidez de las válvulas ensayadas experimentalmente es mayor a las de los distintos modelos numéricos con espesores de 200, 600 y 800 μm .

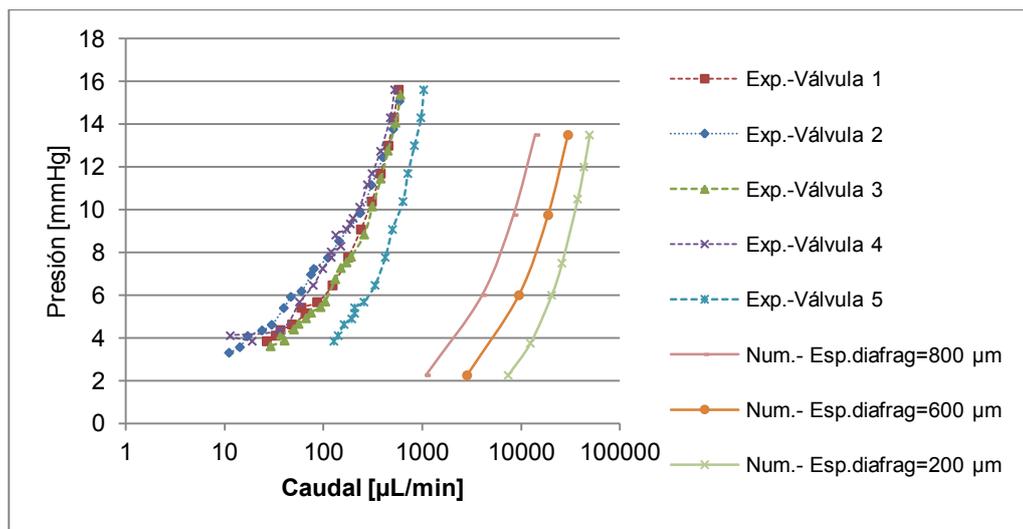


Figura 5.78: Comparación de resultados del modelo numérico vs experimental

La diferencia entre las curvas obtenidas pueden deberse: a) al espacio entre el diafragma y la base es menor a $6\mu\text{m}$ en la válvula fabricada; b) que haya contacto del diafragma con la base en algunas áreas del diafragma; c) el módulo de Young utilizado en el modelo numérico es menor al que tiene el material con el cual se fabricó la válvula.

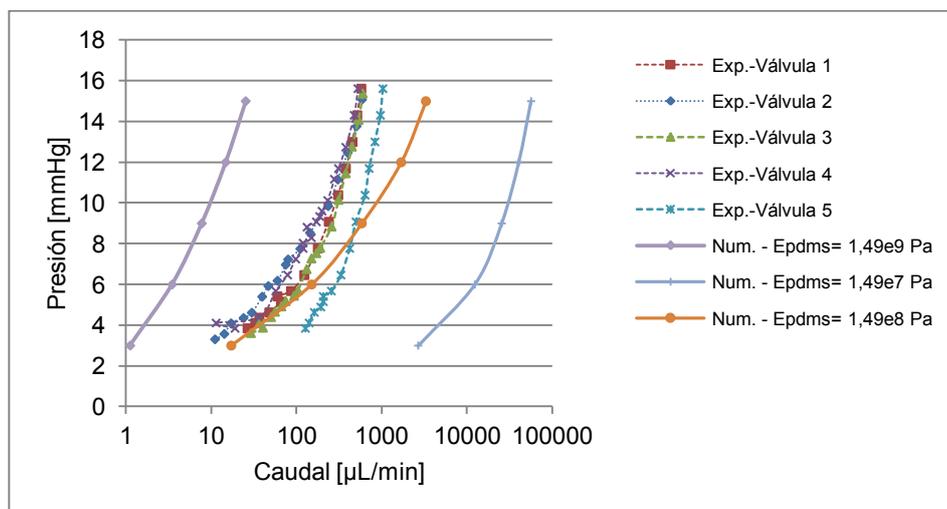


Figura 5.79: Comparación modelos numéricos con distintos módulos de Young vs experimental

Como se observa en la Figura 5.79 el modelo que utiliza un módulo de Young de $1,64E8$ Pa se aproxima a los resultados experimentales, cabe mencionar que el elastómero utilizado en el módulo de Young reportado en la bibliografía es de $1,64E6$ Pa.

5.4 Referencias bibliograficas

Ahn, S. H., Montero, M., Odell, D., Roundy, S., & Wright, P. K. (2002). Anisotropic material properties of fused deposition modeling ABS. *Rapid Prototyping Journal*, 8(4), 248-257.

Argus II, 2013. Argus® II Retinal Prosthesis System. Second Sight Medical Products, Inc. www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf11/h110002c.pdf

ASTM (2012), Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies, in Active Standard ASTM F2792 12a2012, ASTM International.

Ayala, V. C., Michalzik, M., Harling, S., Menzel, H., Guarnieri, F. A., & Büttgenbach, S. (2007, November). Design, construction and testing of a monolithic pH-sensitive hydrogel-valve for biochemical and medical application. In *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 90, No. 1, p. 012025). IOP Publishing.

Banks Danny (2006) *Microengineering, MEMS, and Interfacing – A Practical guide*. CRC Taylor & Francis

Cai, D., Neyer, A. Realization of Kapton™ based optical interconnect by KMnO₄ wet etching. *Applied Physics A: Materials Science & Processing*. 2010-06-01. 783-789 Volume: 99 (4)

Caltech's Foundry- Reglas de diseño de para microfluidica con PDMS. [http://www.kni.caltech.edu/foundry/basic_rules.html] Consultado Enero 2015

Colas A and Curtis J., (2004) *Silicone Biomaterials: History and Chemistry*. en: *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. (Ratner BD et al., eds.) Second Edition. Elsevier Academic Press, pp. 80-86.

Crump, S. S. (1992). *U.S. Patent No. 5,121,329*. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.

Dow Corning 184 Silicone Elastomer. Product information Encapsulants, www4.dowcorning.com/DataFiles/090007c8802d7bc4.pdf. Consultado Enero de 2013.

Dow Corning - Selection Guide Healthcare, (2003) - Healthcare Rubbers and Elastomers Applications and Properties Selection Guide Healthcare Rubbers and Elastomers Applications and Properties. www.dowcorning.co.kr/ko_KR/content/publishedlit/HCSelectorGuide.pdf

Dow Corning - Silastic Product Information, (2005) – Healthcare Medical grade tubing. www2.dowcorning.com/DataFiles/090007c8800158a8.pdf

Duffy, D. C., McDonald, J. C., Schueller, O. J., & Whitesides, G. M. (1998). Rapid prototyping of microfluidic systems in poly (dimethylsiloxane). *Analytical chemistry*, 70(23), 4974-4984.

FDA, Food and Drug Administration (1993) Summary 512K Ahmed Glaucoma Valve Implant.

Eddings, M. A., Johnson, M. A., & Gale, B. K. (2008). Determining the optimal PDMS–PDMS bonding technique for microfluidic devices. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 18(6), 067001.

Eisenberg, D. L., Koo, E. Y., Hafner, G., & Schuman, J. S. (1998). In vitro flow properties of glaucoma implant devices. *Ophthalmic surgery and lasers*, 30(8), 662-667.

Francis, B. A., Cortes, A., Chen, J., & Alvarado, J. A. (1998). Characteristics of glaucoma drainage implants during dynamic and steady-state flow conditions. *Ophthalmology*, 105(9), 1708-1714.

Gajdoš, I.; Slota, (2013) J. INFLUENCE OF PRINTING CONDITIONS ON STRUCTURE IN FDM PROTOTYPES, *Tehnički vjesnik* 20, 2(2013), 231-236

Gajdoš, I.; Slota, J.; Spišák, E. Visualisation of FDM prototypes. Proceedings of ICAT 2008: 2nd International Conference on Additive Technologies: DAAAM Specialized Conference, Ptuj, Slovenia, 2008.

Heckele, M., & Schomburg, W. K. (2004). Review on micro molding of thermoplastic polymers. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 14(3), R1.

Jo, B. H., Van Lerberghe, L. M., Motsegood, K. M., & Beebe, D. J. (2000). Three-dimensional micro-channel fabrication in polydimethylsiloxane (PDMS) elastomer. *Microelectromechanical Systems, Journal of*, 9(1), 76-81.

Jones, E., Alaghband, P., Cheng, J., Beltran-Agullo, L., & Lim, K. S. (2013). Preimplantation Flow Testing of Ahmed Glaucoma Valve and the Early Postoperative Clinical Outcome. *Journal of Current Glaucoma Practice*, 7(1), 1-5.

Jung, W. C., Heo, Y. M., Yoon, G. S., Shin, K. H., Chang, S. H., Kim, G. H., & Cho, M. W. (2007). Micro machining of injection mold inserts for fluidic channel of polymeric biochips. *Sensors*, 7(8), 1643-1654.

Kern Pyramid Nano, (2008) Kern Micro- und Feinwerktechnik GmbH & Co. KG, Ammergauer Str. 11, D-82418 Murnau, Germany www.kern-microtechnic.com,

Lucas, N., Demming, S., Jordan, A., Sichler, P., & Büttgenbach, S. (2008). An improved method for double-sided moulding of PDMS. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 18(7), 075037.

Mata, A., Fleischman, A. J., Roy, S., Biomed. Microdevices 2005, 7, 281–293. Characterization of Polydimethylsiloxane (PDMS) Properties for Biomedical Micro/Nanosystems

McDonald, J. C., Chabinyk, M. L., Metallo, S. J., Anderson, J. R., Stroock, A. D., & Whitesides, G. M. (2002). Prototyping of microfluidic devices in poly (dimethylsiloxane) using solid-object printing. *Analytical chemistry*, 74(7), 1537-1545.

Mecomber, J. S., Hurd, D., & Limbach, P. A. (2005). Enhanced machining of micron-scale features in microchip molding masters by CNC milling. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 45(12), 1542-1550.

Moss, E. B., & Trope, G. E. (2008). Assessment of closing pressure in silicone Ahmed FP7 glaucoma valves. *Journal of glaucoma*, 17(6), 489-493.

NuSil Fast-Cure Silicones, (2013) Fast-Cure Silicones for Long-Term Implants. www.nusil.com/library/papers/Fast-Cure%20Silicones%20for%20Long-Term%20Implants.pdf

NuSil, Class VI, (2013) Class VI LSR Materials. www.nusil.com/library/papers/Class%20VI%20LSR%20Materials.pdf

Porter, J. M., Krawczyk, C. H., & Carey, R. F. (1997). In vitro flow testing of glaucoma drainage devices. *Ophthalmology*, 104(10), 1701-1707.

Prata Jr, J. A., Mérmoud, A., LaBree, L., & Minckler, D. S. (1995). In vitro and in vivo flow characteristics of glaucoma drainage implants. *Ophthalmology*, 102(6), 894-904.

RTV615 High Strength Transparent Silicone Rubber Compound. www.dcproducts.com.au/RTV_Silicone_Solutions/Tech_Data_Sheets/RTV615-tds.pdf

Schneider, F., Draheim, J., Kamberger, R., & Wallrabe, U. (2009). Process and material properties of polydimethylsiloxane (PDMS) for Optical MEMS. *Sensors and Actuators A: Physical*, 151(2), 95-99.

Stanford Microfluidics Foundry [www.stanford.edu/group/foundry/]. http://www.stanford.edu/group/foundry/Chip_Bonding.html - Consultado Enero 2015

Tan, H. M., Fukuda, H., Akagi, T., & Ichiki, T. (2007). Surface modification of poly (dimethylsiloxane) for controlling biological cells' adhesion using a scanning radical microjet. *Thin Solid Films*, 515(12), 5172-5178.

Zhou, J., Ellis, A. V., & Voelcker, N. H. (2010). Recent developments in PDMS surface modification for microfluidic devices. *Electrophoresis*, 31(1), 2-16.

6. Capítulo 6: Conclusiones

En este capítulo se cotejan los resultados alcanzados con los objetivos propuestos al inicio del proyecto. El objetivo general de esta tesis es “Desarrollar un prototipo de microválvula (módulo hidráulico y actuador) para el tratamiento de pacientes con glaucoma, utilizando herramientas computacionales para la simulación y caracterización de la misma.”

6.1 Resultados alcanzados para cada objetivo específico propuesto

Objetivo 1: Modelar la válvula y el material actuador (polímeros conductivo) mediante el método de elementos finitos.

Se modelaron cuatro válvulas de las cuales tres incluyen actuador de polímero conductivo.

En el primer diseño se utilizó el método de elementos finitos para resolver la ecuación de Stokes para distintas alturas del canal de paso de una válvula. Los resultados obtenidos permitieron identificar el rango de valores de la altura de la cámara que reducen el desplazamiento del diafragma (consumo de energía) para obtener el caudal de humor acuoso fisiológico de 2.5 $\mu\text{l}/\text{min}$ en estado de equilibrio estacionario, con una caída de presión de 6 mmHg en la microválvula.

En el segundo modelo se introdujeron las deformaciones del polímero conductivo reportadas en la literatura, como deformaciones residuales en el actuador, con la nueva configuración geométrica del área de paso se calculó el valor de la resistencia hidráulica para distintos valores de deformaciones.

El tercer modelo de una válvula, con un actuador circular de polímero conductivo, fue modelado como un material termoelástico; se dedujo una relación no lineal entre la temperatura y la deformación del material que permite establecer la analogía Voltaje-Temperatura. Y se modeló la interacción fluido-estructura-actuador acoplando el canal por donde circula el humor acuoso con el diafragma con mallas móviles.

El cuarto modelo introduce parámetros provenientes de experiencias para el modelado del actuador lineal (viga) de polímero conductivo, resolviendo la interacción fluido-estructura de la válvula.

Objetivo 2: Optimizar el diseño de una microválvula actuada por un diafragma de polímeros activos.

En el segundo diseño se optimizó el diseño de la válvula a partir de dimensionar el actuador de la misma a partir de analizar la interacción fluido estructura. La estructura se modeló como un sólido elástico lineal utilizando un modelo que contempla grandes deformaciones, el fluido fue modelado como un fluido de Stoke y el acoplamiento entre ambos campos se utilizó una malla deformable (ALE). La válvula propuesta se puede construir con polímeros biocompatibles como el PDMS utilizando técnicas fotolitográficas, el actuador fue diseñado para ser fabricado por electrodeposición de PPy sobre un film de Oro de 100 Å.

Objetivo 3: Fabricar la microválvula con tecnología MEMS.

Se fabricaron prototipos del módulo hidráulico de válvulas empleando silicona en moldes construidos con distintas tecnologías y se fabricaron actuadores lineales basados en polímeros conductivos. No se fabricaron actuadores circulares con polímeros conductivos dopados de calidad, el diafragma que se fabricó fue de mala calidad (los parámetros de capacidad volumétrica están muy por debajo de los valores esperados. No se ensamblaron los componentes.

Objetivo 4: Validar el funcionamiento de la microválvula in-vitro y los modelos desarrollados con MEF.

Se implementó el ensayo “*gravity test*” recomendado en la bibliografía para la caracterización in-vitro de la relación presión-caudal de los módulos hidráulicos fabricados. Se compararon los resultados experimentales con los resultados obtenidos mediante el método de elementos finitos.

6.2 Originalidad de esta tesis

A partir de un novedoso diseño de microválvula para el glaucoma se desarrolla un modelo FEM fluido-estructura 3D, no propuesto para otro tipo de válvulas pasivas ni activas. Este modelo se implementa en PETSC-FEM para mejorar la performance y reducir los tiempos de cálculo. Se calcula la resistencia hidráulica del modelo FEM y se incorporan en un macromodelo del sistema hidráulico del ojo. Se desarrolla un macromodelo del polímero conductor del actuador basado en el trabajo de Fang (2010) con modificaciones para esta microválvula.

Se modela y simula la válvula acoplando los campos térmicos, mecánicos y fluidos, considerando la interacción entre el actuador-diafragma y el fluido-diafragma.

Se propone un modelo para estudiar el comportamiento de la válvula en el ojo, que permite predecir el valor de la presión intraocular a lo largo del día cuando cambia el caudal de humor acuoso. El modelo implementado en simulink® incorpora la resistencia hidráulica del dispositivo en una *Look up Table*, la relación entre la presión y el caudal se obtiene para los distintos dispositivos empleando el método de elementos finitos.

6.3 Trabajos futuros

Optimizar la técnica de electrodeposición de polímeros conductivos en los actuadores Kapton-PPy(DBS) que permita mejorar la calidad de los mismos (depósitos uniformes, valores de capacitancia volumétrica más próximos a los valores reportados en la bibliografía).

A partir del comportamiento de los mismos obtener parámetros que permitan mejorar la aproximación del modelo termoelástico en el modelado del actuador en elementos finitos.

En modelo del sistema ojo-valvula incluir el comportamiento del polímero conductor introduciendo la variación de la deformación en el tiempo de encendido y apagado.

En sistema ojo-valvula incluir un componente que modele el comportamiento del tejido donde se reabsorbe el humor acuoso, en la capsula donde se sitúa el dispositivo.

En los procesos de fabricación empleando técnicas sustractivas como el fresado CNC o aditivas como FDM para la construcción de moldes de dispositivos de menores dimensiones que las realizadas.

6.4 Trabajos publicados

6.4.1 Revista

Sasseti, F., Guarnieri, F. A., Garelli, L., & Storti, M. A. (2012). Characterisation and simulation of an active microvalve for glaucoma. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(12), 1273-1280.

6.4.2 Congresos

Sasseti FL; Garelli L; Guarnieri FA (2013). Experimental and numerical response of a passive glaucoma drainage device. Conference: ENIEF, XX Congreso sobre Métodos Numéricos y sus Aplicaciones, At Mendoza, Argentina, Volume: Mecánica Computacional Vol XXXII. www.cimec.org.ar/ojs/index.php/mc/article/viewFile/4589/4518

Sasseti FL; Guarnieri FA; Garelli L. (2012) Modelado y simulación del funcionamiento de válvulas para el drenaje de humor acuoso implantadas en pacientes con glaucoma. Argentina. Buenos Aires. 2012. Libro Resumen. Congreso. IX Congreso AIVO. Asociación de Investigación en Visión y Oftalmología

Guarnieri FA; Sasseti FL; Garelli L. (2012) A Preliminary Study Of An Active Microvalve For Glaucoma. Estados Unidos. S/D. Libro. Resumen. Conferencia. ARVO 2012. Association for Research in Vision and Ophthalmology

Sasseti FL, Garelli L, Guarnieri FA (2011). Modelo Hidrodinámico para el Análisis del Sistema Ojo-Válvula en Pacientes con Glaucoma. Volume XXX. Number 46. Computational Techniques in Micro and Nanotechnology. Disponible: <http://amcaonline.org.ar/ojs/index.php/mc/article/view/4013/3930>

Sasseti FL, Guarnieri FA. (2010) "Macromodelo Fluido-Electro-Mecánico de una Microválvula para el Tratamiento del Glaucoma" Volume XXIX. Number 67. Numerical Methods, Simulation and Design in Bioengineering (D). Disponible: www.amcaonline.org.ar/ojs/index.php/mc/article/download/3475/3392

Sasseti FL, Guarnieri FA. (2009) Interacción Fluido Estructura en una Microválvula para el Control de la Presión Intraocular - Volume XXVIII. Number 25. Numerical Methods for Simulations and Analysis in Bioengineering (B). Disponible: www.amcaonline.org.ar/ojs/index.php/mc/article/download/2867/2804

6.4.3 Jornadas de divulgación

Sasseti F, (2013) Experiencia en la construcción de un laboratorio para la fabricación de sistemas micro electromecánicos para uso médico. 9º Congreso de la Creatividad Juvenil en Ciencia y Tecnología Juvenil. 14 y 15 de agosto de 2013 . San Cristóbal (Santa Fe)

Sasseti F, (2012) Diseño y desarrollo de un microdispositivo implantable para el tratamiento del glaucoma en el Laboratorio de BioMems de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos. "Jornada un día con los científicos" Museo Interactivo de la ciudad de Concordia, Entre Ríos.

7. Anexos

7.1 Calculo de volumen de electrolito

Para diseñar el reservorio hay que determinar cuál es el volumen de electrolito necesario para el actuador. Para ello es necesario cuantificar los “sitios activos” del polímero de moléculas de DBS y en base a ello calcular el volumen que asegure una cantidad igual o mayor de átomos de Sodio (Na) libres en el electrolito.

En el proceso de electropolimerización, como se observará en el Capítulo 4, por cada monómero de Pirrol se consumen 2,25 electrones y que cada cuatro moléculas de Pirrol se incorpora una molécula de DBS. (Smela, 1999 y Gaihre, 2011).

La cantidad de cargas suministradas durante la electropolimerización del actuador se puede calcular utilizando la Ecuación 7.1 integrando la corriente aplicada en el tiempo que duro el proceso del depósito o bien se puede utilizar la Ecuación 7.2 propuesta por Smela (1999) para calcular el espesor en función de la densidad de carga.

$$q = \int_0^T i dt \quad 7.1$$

$$\text{Espesor [m]} = (-150 + 53 \cdot \text{densidad de carga} [\frac{\text{mC}}{\text{cm}^2}]) \cdot 10^{-10} \quad 7.2$$

Donde 150mC son las cargas de la doble capa y otras corrientes consumidas antes de comenzar la polimerización, para estimaciones rápidas se considera que para obtener un espesor de 1 μm se requieren aproximadamente 200 $[\frac{\text{mC}}{\text{cm}^2}]$. De la Ecuación 7.2, reemplazando la densidad de cargas por el cociente entre las cargas aplicadas y el área del actuador se obtiene la Ecuación 7.3, que permite determinar el número de cargas totales empleadas en polimerizar el actuador de PPy(DBS).

$$q[\text{mC}] = \left[\frac{\left(\frac{\text{espesor[m]}}{10^{-10}} \right) + 150}{53} \right] \cdot \text{area} [\text{cm}^2] \quad 7.3$$

El número de monómeros de Pirrol (N_{Py}) en el actuador está dado por la Ecuación 7.4, considerando que por cada Coulomb hay $6,24\text{E}+18$ cargas elementales.

$$N_{\text{Py}} = \frac{q \cdot 6.24\text{e}^{18}}{2.25} \quad 7.4$$

Si por cada cuatro monómeros de Py hay una molécula de dopante de DBS tenemos que la cantidad de moléculas de dopante en la matriz del polímero va estar dada por la Ecuación 7.5

$$N_{DBS} = \frac{N_{Py}}{4} \quad 7.5$$

El volumen de electrolito debe contener un número de átomos libres de sodio (Na^+) igual al número N_{DBS} que pueden ingresar a la matriz polimérica produciendo la deformación máxima del material. El volumen de electrolito dependerá de la concentración y el grado de disociación del soluto DBSNa, se conoce que en electrolitos iónicos a bajas concentraciones el nivel de disociación es elevado. La cantidad de átomos de sodio por litro de electrolito esta dado por la Ecuación 7.6

$$N_{\text{átomos Na por Litro}} = C_{DBSNa} \left[\frac{mol}{L} \right] \cdot \text{Grado disociación} \cdot \text{NumAbogadro} \left[\frac{\text{átomos}}{mol} \right] \quad 7.6$$

El volumen de electrolito se obtiene utilizando la Ecuación 7.7

$$Vol_{\text{electrolito}} = \frac{N_{DBS}}{N_{\text{átomos Na por litro}}} \quad 7.7$$

En la Tabla 7.1 se presentan los resultados obtenidos con las ecuaciones antes mencionadas para un actuador de $400 \times 400 \times 30 \mu m^3$

Tabla 7.1: Composición del actuador de PPy(DBS)

Variable	Valor	Unidades
Densidad de cargas necesarias para obtener un film de $30 \mu m$ de espesor	5663,21	mC/Cm ²
Cantidad de Cargas para depositar un film de $30 \mu m$ en un área de $400 \mu m \times 400 \mu m$	9,061	mC
Cantidad de electrones	5,65415E+16	Electrones
Número de moléculas de Pirrol	2,51295E+16	Moléculas
Número de sitios activos de DBS en el actuador	6,28238E+15	Moléculas
Número de átomos de Na necesarios para interactuar con el DBS	6,28238E+15	Átomos

7.2 Validación de modelo FEM en una válvula de Ahmed

Para validar la metodología de resolución de los problemas usando la técnica de los elementos finitos se resolvió un problema descrito por [Stay et al. \(2005\)](#) and [Kara and Kutlar \(2010\)](#) para la válvula de Ahmed utilizando PETSc-FEM.

Debido a la simetría de la válvula de a válvula de Ahmed se simuló la mitad, reduciendo la dimensión del problema, la válvula se discretizó con una malla estructurada de 37500 hexahedros para el fluido y 15000 hexahedros para la estructura. Se resolvió el problema para distintas caídas de presión en la válvula para caracterizarla en una gráfica presión-caudal. En la Figura 7.1 se presenta la malla estructurada utilizada en la resolución del problema de interacción fluido-estructura de la válvula de Ahmed (Figura 1.2).

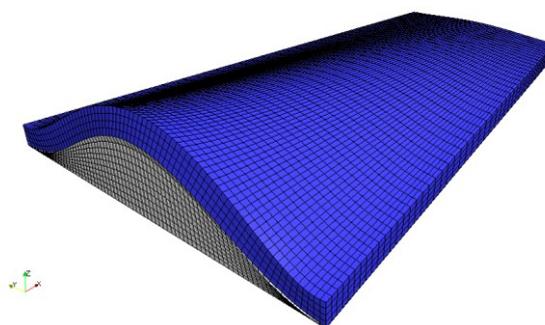


Figura 7.1: Malla deformada del mecanismo regulador de la válvula comercial Ahmed.

En la Figura 7.2 se comparan los resultados obtenidos utilizando PETSc-FEM con el modelo numérico antes descrito con los valores reportados por [Stay et al. \(2005\)](#) y [Kara and Kutlar \(2010\)](#) para la válvula de Ahmed.

Tabla 7.2: Resistencia hidráulica de la válvula de Ahmed

Experimental		Stay et al.		Kara and Kutlar		PETSc-FEM	
Presión (mmHg)	Caudal (μl/min)	Presión (mmHg)	Caudal (μl/min)	Presión (mmHg)	Caudal (μl/min)	Presión (mmHg)	Caudal (μl/min)
5,2	1,54	5,80	1,55	5,37	1,6	5,80	1,90
5,4	2,51	6,52	2,51	7,74	2,5	7,01	3,81
8,51	4,95	7,71	4,96	8,51	5	8,00	5,87
9,70	9,97	9,21	9,98	9,25	10	9,00	8,71
10,50	19,95	11,02	19,96	11,29	20	11,00	17,80
10,81	24,91	11,64	24,98	11,82	25	11,50	20,00

En la Figura 7.2 se observa el comportamiento no lineal de la válvula de Ahmed al aumentar la presión por encima de los 8 mmHg el caudal es superior a los 4 μL/min.

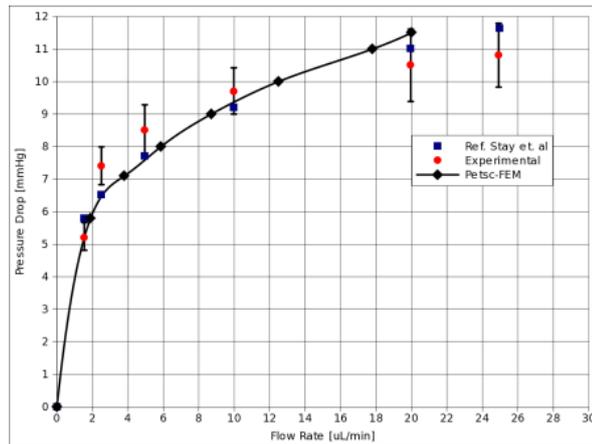


Figura 7.2: Comparación entre los resultados experimentales y los obtenidos por simulación
La modelización y simulación de la válvula de Ahmed comparada con estudios experimentales permite validar la metodología aplicada en el estudio del funcionamiento de la microválvula actuada por PPY(DBS).

7.3 Modelos de vigas bi-tri capas comparados

El sustrato es Kapton² con un coeficiente de poisson de 0,34 y un módulo de Young 2,8 GPa, la lamina intermedia es Oro con un módulo de Young de 83 GPa y el Polipirrol con un módulo de Young de 400MPa. Para el modelo bi-capa se utilizó la fórmula propuesta por thimoshenko empleada por Marc Christophersen³ y para el modelo de tres capas se utilizó el modelo tri-capa propuesto por Shapiro⁴.

En la Tabla se comparan los resultados obtenidos con modelos de viga laminadas para una deformación del actuador promedio de 3%, en el primer modelo el cálculo del radio de curvatura y la deflexión de la viga se consideran la de tres capas incluyendo la capa de Oro de 0,1µm, en el segundo modelo se contempla dos capas (sustrato de Kapton y polímero actuador) despreciando la capa de Oro.

Kapton (um)	Espesor PPY (um)	Modelo Trilayer		Modelo Bi-layer		Diferencia = (def trilayer -def bilayer) /def trilayer
		Radio Curvatura Promedio	Deflexión Viga de 20mm de largo (mm)	Radio de Curvatura	Deflexión Viga de 20mm de largo (mm)	
25.4	1	0,01452	13,7751	0,0148	13,5135	1,899%
	2	0,00719		0,0073		
	3	0,00477		0,0048		
	4	0,00357		0,0036		
50.8	1	0,05903	3,3879	0,0597	3,348	1,178%
	2	0,02933	6,82005	0,0297	6,7435	1,122%
	3	0,01944	10,2877	0,0197	10,177	1,076%
	4	0,01451	13,7821	0,0147	13,6417	1,019%

Se observa que la diferencia de utilizar el modelo de tres capas vs el modelo de dos capas cambia los resultados en un 2%, por lo cual el uso del modelo de dos capas permite tener una buena aproximación del comportamiento del actuador.

7.4 Metodología para la determinación del radio de curvatura

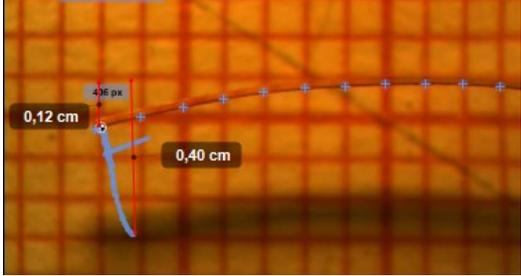
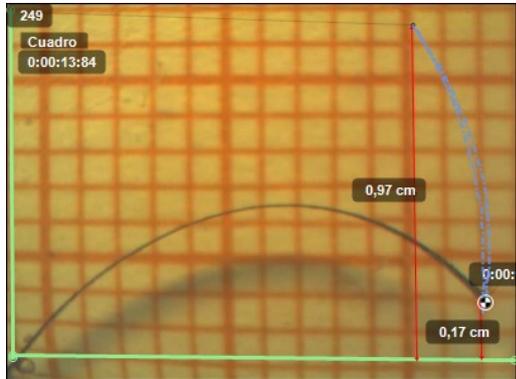
A partir de los registros del desplazamiento del extremo distal de los actuadores con respecto a la coordenada X y empleando la Ecuación 2.60 se obtiene la curvatura y el radio de curvatura para distintos voltajes de alimentación. En la Tabla 7.3 se presentan las imágenes del actuador, el trazo de color azul grafica la trayectoria del extremo distal permitiendo medir el desplazamiento δ del extremo.

² http://www2.dupont.com/Kapton/en_US/assets/downloads/pdf/VN_datasheet.pdf

³ Christophersen, M., Shapiro, B., & Smela, E. (2006). Characterization and modeling of PPy bilayer microactuators: Part 1. Curvature. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 115(2), 596-609.

⁴ Shapiro, B., & Smela, E. (2007). Bending actuators with maximum curvature and force and zero interfacial stress. *Journal of intelligent material systems and structures*, 18(2), 181-186.

Tabla 7.3: Mediciones de radio de curvatura de los actuadores, método 1

Exp.	Desplazamientos del extremo libre de la viga cuando es energizada	Long. [mm]	Voltaje [V]	δ [mm]	K [mm ⁻¹]	R [mm]
1		11.7	0	4	0,058	17,11
			-1,76	1,2	0,017	57,03
2		15	1 V	1,7	0,086	11,60
			-1,12 V	9,7	0,015	66,17

Para la aplicación de la segunda metodología de análisis propuesta se emplea un polinomio cúbicos para interpolar la posición $y(x)$ de cada punto del actuador. En la Figura 7.3 se presenta el mapeo de puntos del actuador al comienzo de un ciclo de alimentación, se utiliza como referencia un fondo de papel milimetrado.

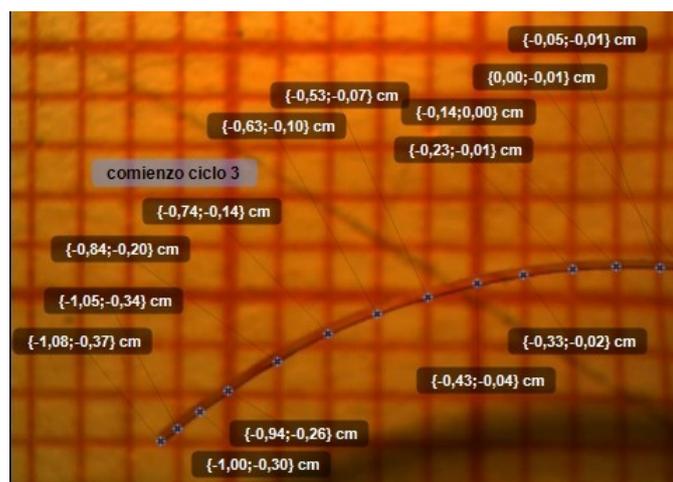


Figura 7.3: Posición inicial del actuador de la experiencia 1

Las posiciones del actuador que se presentan en la Figura 7.4 pertenecen a cuatro ciclos de actuación, se utilizan polinomios cúbicos para interpolar las posiciones correspondientes a 0 V y -1,75 V.

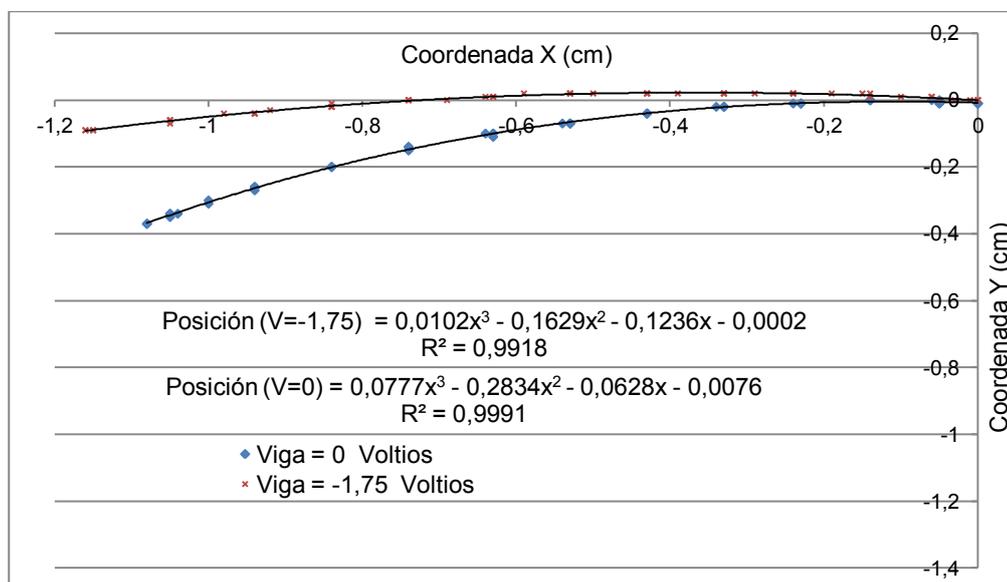


Figura 7.4: Posiciones del actuador al inicio y fin del ciclo de actuación de la experiencia 1.

En la Tabla 7.4, se presentan las funciones obtenidas empleando la Ecuación 2.62 a los polinomios obtenidos en la Figura 7.4.

Tabla 7.4: Función curvatura, valores máximos y mínimos de la experiencia 1.

Voltaje [V]	Curvatura	Radio mín (mm)	Radio Máx(mm)
1,75	$k = \frac{(0,0612 \cdot x - 0,3258)}{(1 + (0,0306 \cdot x^2 - 0,3258 \cdot x - 0,1236)^2)^{\frac{3}{2}}}$	29,9	21,8
0	$k = \frac{(0,4662 \cdot x - 0,5668)}{(1 + (0,2331 \cdot x^2 - 0,5668 \cdot x - 0,0628)^2)^{\frac{3}{2}}}$	17,4	3,4

En la Figura 7.5 se presenta el mapeo de puntos del actuador al comienzo de un ciclo de alimentación de la experiencia 2.

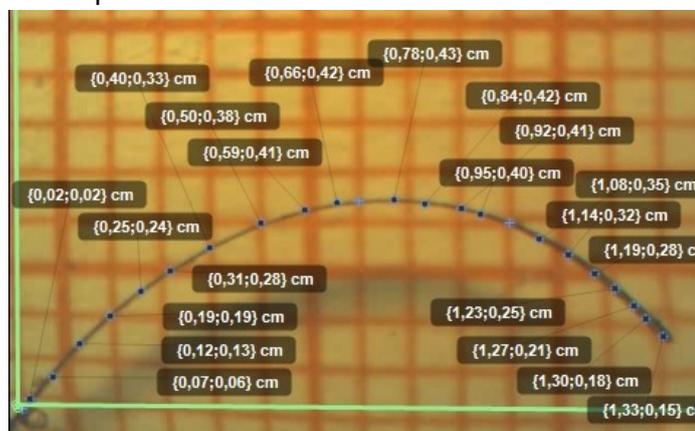


Figura 7.5: Posición inicial del actuador de la experiencia 2.

En la Figura 7.6 se presentan los polinomios utilizados en aproximar las posiciones del actuador en el cuadro 1 (1 Volt) y en el cuadro 249 (-1,12 Volt).

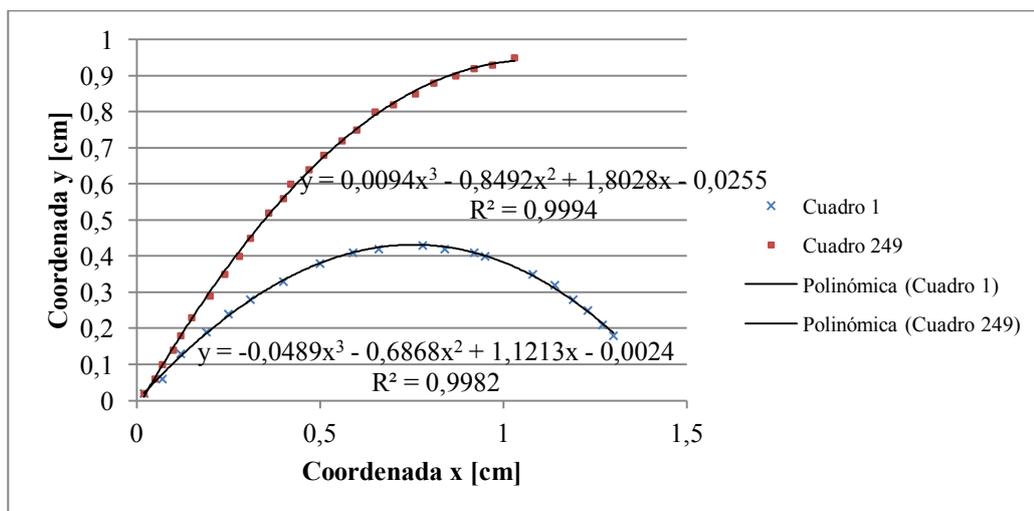


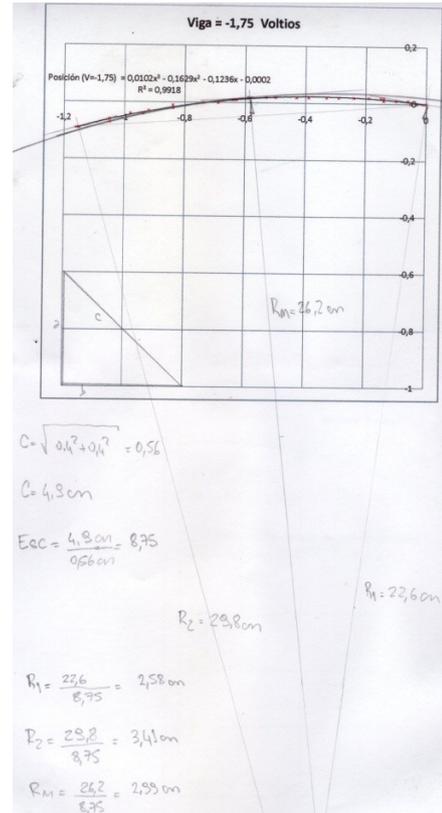
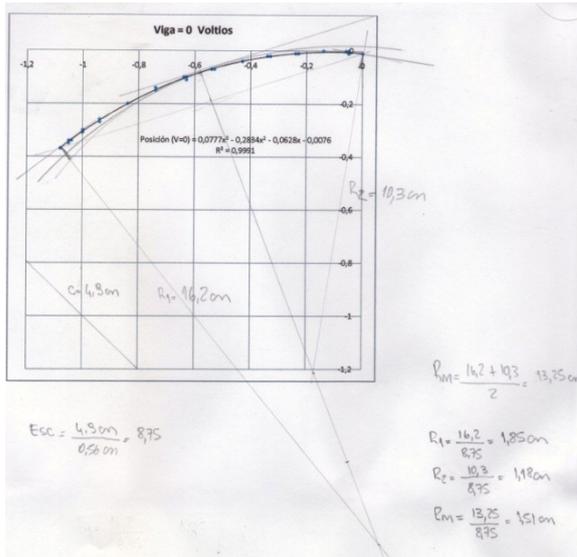
Figura 7.6: Posiciones extremas del actuador cuando es energizado.

En la Tabla 7.5, se presentan las funciones obtenidas empleando la Ecuación 2.62 a los polinomios obtenidos en la Figura 7.6.

Tabla 7.5: Curvaturas del actuador, valores máximos y mínimos de la experiencia 2

Voltaje [V]	Curvatura	Radio Mín (mm)	Radio Máx (mm)
1	$k = \frac{(-0,2934 \cdot x - 1,3736)}{(1 + (-0,1467 \cdot x^2 - 1,3736 \cdot x - 1,1213)^2)^{\frac{3}{2}}}$	16	44,6
-1,12	$k = \frac{(0,0564 \cdot x - 1,6984)}{(1 + (0,0282 \cdot x^2 - 1,6984 \cdot x + 1,8028)^2)^{\frac{3}{2}}}$	16,7	147

Empleando el método gráfico se obtienen tres radios de curvatura para cada una de las posiciones del actuador analizado, en la Figura 7.7 se presenta las posiciones de la experiencia 1, como se observa en las graficas las mismas fueron impresas a escala 8,75, por lo cual los radios de curvatura medidos deben dividirse por este factor.

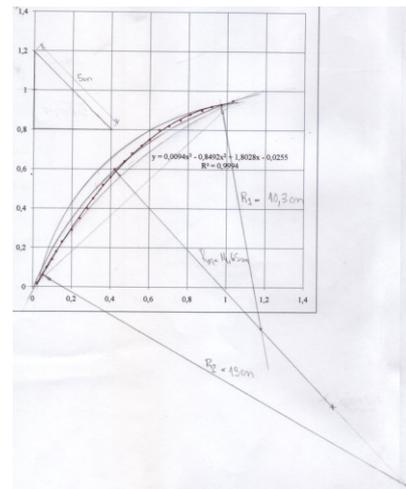
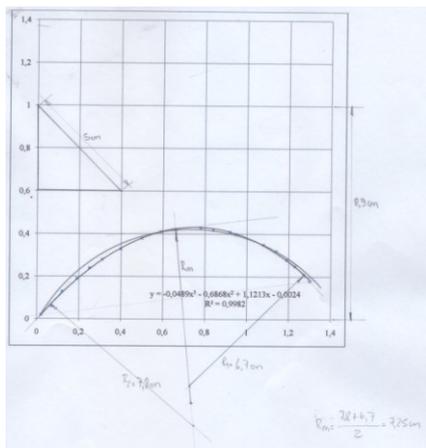


a) Posición del actuador cuando el voltaje es 0 Voltio

b) Posición del actuador cuando el voltaje es -1,75 Voltio

Figura 7.7: Radios de curvatura del actuador de la experiencia 1

En la Figura 7.8 se presentan los gráficos del actuador de la experiencia 2, los mismos se realizaron escalando 8,9 veces las imágenes del actuador. Para el cálculo del radio de curvatura el valor medido en el grafico es dividido por el factor de escala.



a) Posición del actuador cuando el voltaje es 1 Voltio

b) Posición del actuador cuando el voltaje es -1,12 Voltio

Figura 7.8: Radios de curvatura del actuador de la experiencia 2

En la Tabla 7.6 se presentan los radios de curvatura obtenidos con el método gráfico, se calcula el radio promedio y el desvío estándar.

Tabla 7.6: Radios de curvatura de las experiencias 1 y 2 obtenidos por el método gráfico.

	Experiencia 1		Experiencia 2	
	-1.75 V	0V	-1.12V	1V
Voltaje				
Radio 1 (mm)	34,1	18,5	11,7	7,6
Radio 2 (mm)	25,8	11,8	21,5	8,8
Radio promedio (mm)	29,9	15,1	16,6	8,2
Desvío	4,1	3,4	4,9	0,6

7.5 Actuador termoelástico: modelo numérico vs experiencias

Para aproximar la posición final del actuador con el modelo termoelástico es necesario rotar la posición del actuador 9,46 grados para lograr que el actuador en la proximidad de la fijación se sea tangente a la coordenada X utilizando el sistema de ecuaciones 7.8.

$$\begin{matrix} x' \\ y' \end{matrix} = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \begin{matrix} x \\ y \end{matrix} \quad 7.8$$

En la Figura 7.9, se presenta la rotación de la posición del actuador antes de rotar la posición se gráfica con marcadores rojos y después de rotarlo 9,46 grados la posición del actuador se grafica con marcadores azules. Se observa que el modelo termoelástico se aproxima a la posición experimental cuando la temperatura es de 145 K (puntos triangulares de color verde).

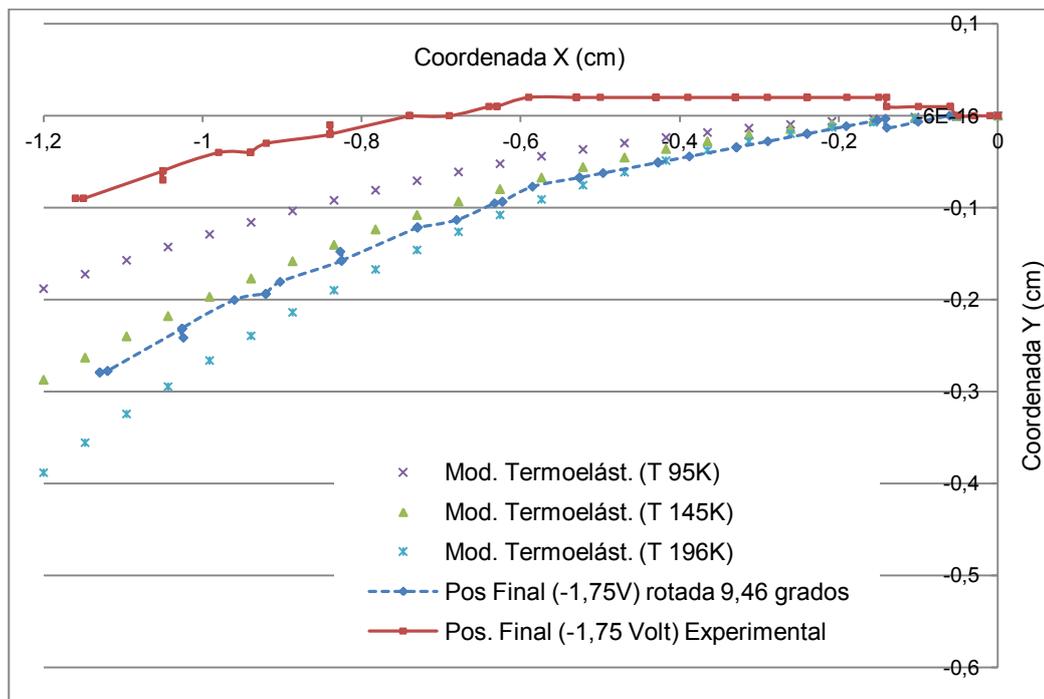


Figura 7.9: Posición final actuador Kapton-PPy vs Modelo termoelástico, experiencia 1

En la Experiencia 2, para obtener la posición del actuador tangente a la coordenada X, próxima al origen se rota la posición inicial 47,48 grados y la posición final 57,17 grados.

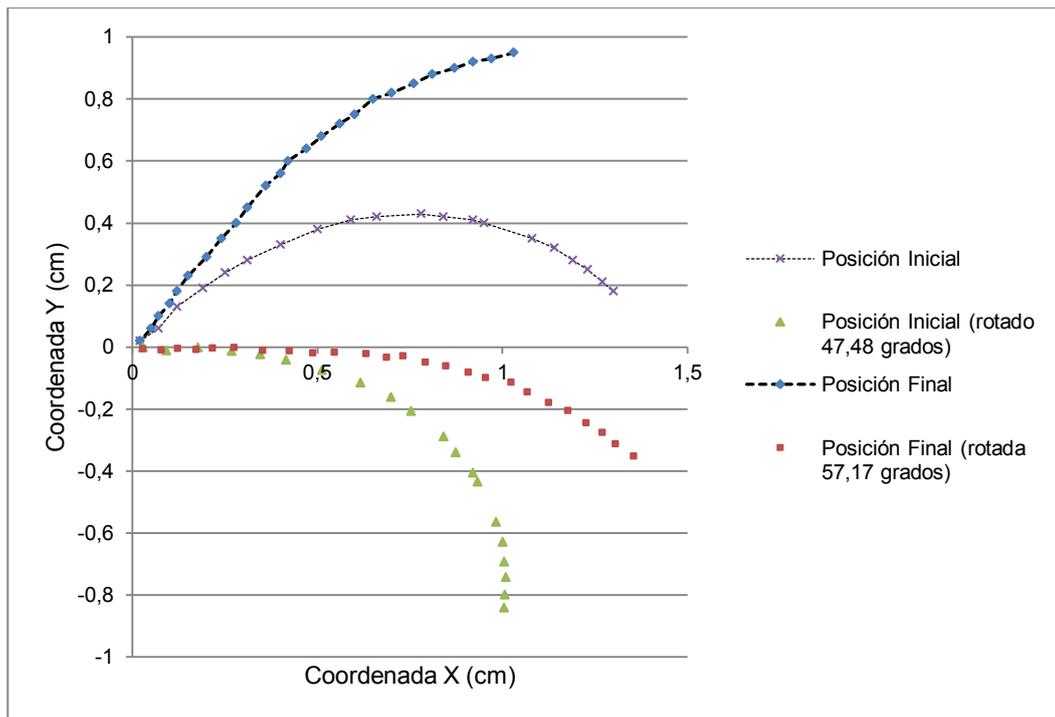


Figura 7.10: Rotaciones de la posiciones iniciales y finales del actuator de la experiencia 2.

En las Figura 7.11 y Figura 7.12 se presentan las posiciones iniciales y finales del actuator y los resultados del modelo termoelástico. La posición inicial se puede aproximar utilizando el modelo termoelástico con una temperatura de 354K y la posición final con una temperatura 90K.

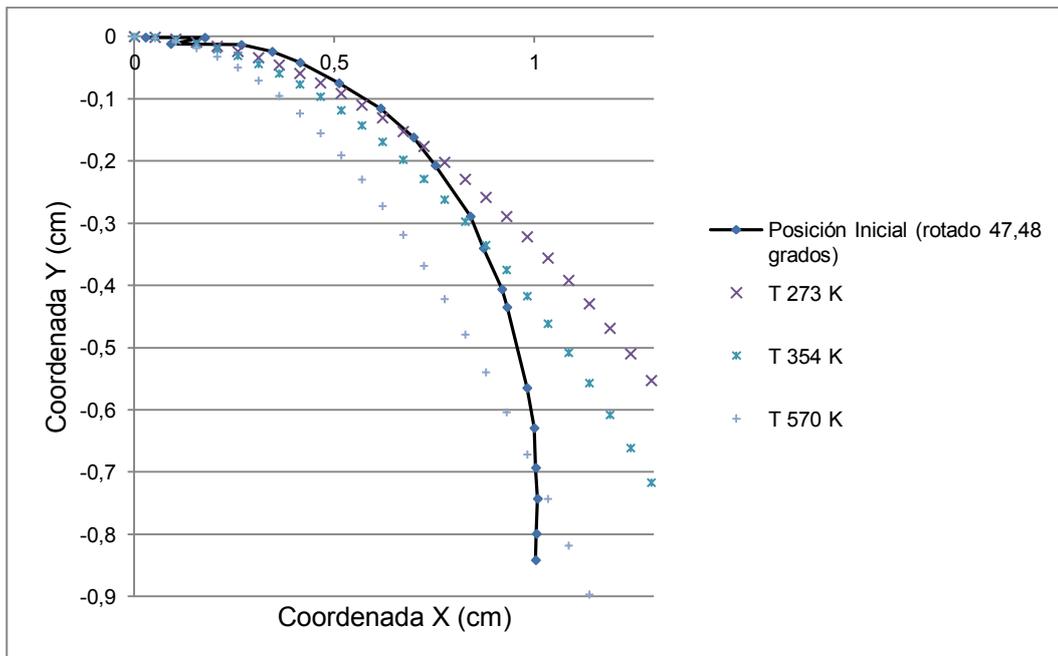


Figura 7.11: Posición Inicial del actuator vs modelo termoelástico (Temp: 273, 354 y 570K)

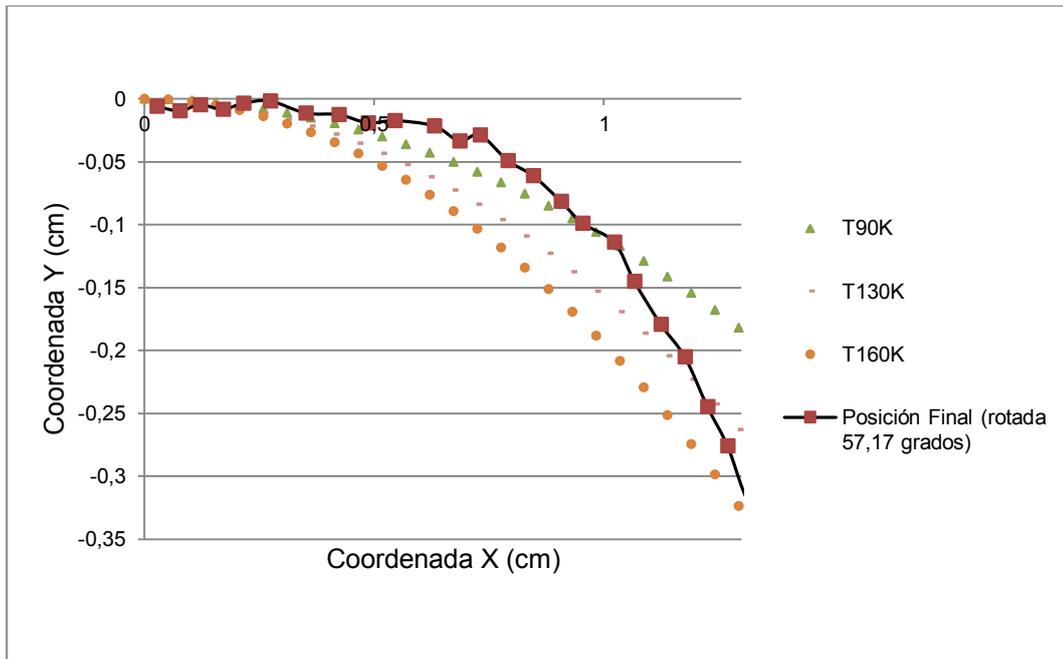


Figura 7.12: Posición final del actuador y modelo termoelástico (Temperatura: 90, 130 y 160K).

En la experiencia 2, las diferencias que se presentan en la aproximación de los datos experimentales con el modelo termoelástico pueden deberse a las diferencias en el espesor de PPy a lo largo del actuador.

7.6 Equipos para la fabricación de actuadores

En este anexo se presentan las características principales de los equipos desarrollados para implementar los procesos de fabricación de los actuadores antes descritos.

a. Sputtering: A partir de un equipo portátil de sputtering con sistema de vacío basado en una bomba mecánica (Figura 7.13) construido por [Peresini and Petrolí \(2001\)](#) se diseñó un equipo con bomba difusora a partir de materiales comerciales.



Figura 7.13: Equipo de sputtering portátil.

En el diagrama de la Figura 7.14 se describen los componentes del sistema de sputtering desarrollado. Para el desarrollo del mismo se contó con el asesoramiento del Dr. Roberto Arce del Laboratorio de Física de Semiconductores (INTEC-UNL-CONICET) y de referencias técnicas de otros desarrolladores. (www.cientificosaficionados.com/tbo/sputtering/sputtering.htm)

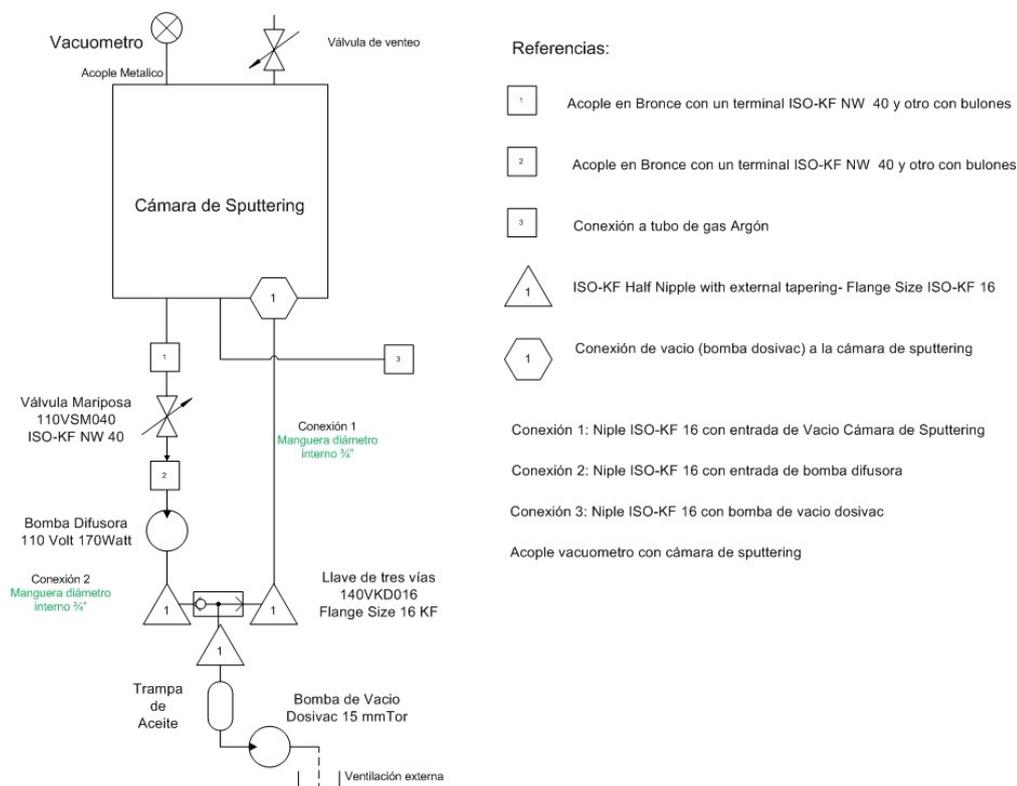


Figura 7.14: Diagrama esquemático del equipo de sputtering

Para el montaje de los distintos componentes del sistema se diseñó una estructura metálica de soporte, contemplando la posibilidad de incorporar una trampa de nitrógeno líquido en el futuro. La estructura de soporte se construyó con perfiles "L" en el taller de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Entre Ríos (UNER).

La conexión entre la bomba difusora-llave mariposa y llave mariposa- cámara de *sputtering* se resolvió a partir del diseño de acoples metálicos (aluminio 6061) para la adaptación de los distintos diámetros, los mismos fueron torneados por Ansaldi Guido et. al.

Para las uniones entre piezas metálicas se utilizaron O-rings de buna® y sistemas de sujeción *Quick Flange*. En la Figura 7.15 se presentan algunos hitos en la secuencia del desarrollo del equipo de sputtering, desde el diseño hasta la puesta en funcionamiento.

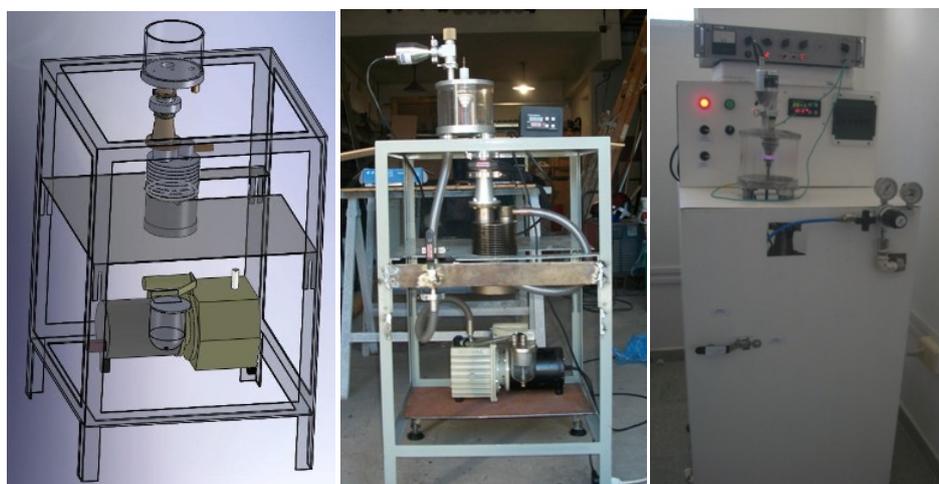


Figura 7.15: Equipo de Sputtering ensamblado

Los componentes principales del equipo y sus características principales, se presentan en la Tabla 7.7.

Tabla 7.7: Componentes del equipo de Sputtering desarrollado

Componentes	Característica
Bomba de vacío	Dosivac DVR 140 – 2 Etapas – 0,015 mmHg
Bomba difusora	Veeco Diffusion Pump 170 watt
Trampa de Aceite	Molecular Sieve (Zeolita)
Tubo de Argón	1 m ³
Llave mariposa	110VSM040 – ISO-KF NW 40
Llave tres vías	140VKD016 - Flange Size 16 KF
Fuente de tensión	Fluke 412B High Voltage Power Supply
Vacuómetro	Pirani Digivac – Rango 1e-3 a 10 mBar

b- Fuente de Corriente: Para realizar el proceso de polimerización se diseñó y construyó una fuente de corriente ajustable de bajo costo. La misma permite fijar de forma precisa la corriente en el rango comprendido entre 8 μ A a 8 mA. El circuito electrónico se basó

en la utilización de una fuente de corriente LM134 el diseño y construcción del circuito estuvo a cargo de la Bioingeniera Cecilia Perez.



Figura 7.16: Fuente de corriente ajustable para electropolimerización

Para ajustar el valor de corriente a suministrar a la celda de electropolimerización, se utiliza como carga una resistencia de valor conocido, ajustando el valor de corriente suministrado con un potenciómetro multivoltas a partir de observar los valores de tensión y corriente en multímetros.

c- Destilador: Para la obtención de polímeros altamente dopados es necesario disponer de monómeros de Pirrol, cuando es almacenado a temperatura ambiente con el transcurso del tiempo se va polimerizando (cambia su coloración de transparente a ámbar) por lo que es necesario el destilado de la mezcla de Polipirrol-Pirrol.

Para la fabricación de actuadores en celdas electroquímicas se demanda de pequeños volúmenes de monómeros (menor a 0,20 ml) por lo que la destilación se realiza en rotoevaporadores y el método utilizado es el descrito por [Graeve y Wahl \(1964\)](#).

Se implemento el destilador utilizando materiales de bajo costo como se observa en la Figura 4.26, el material de vidrio fue fabricado en el Taller de Vidrio de la FIQ-UNL a cargo de José San Pietro.



Figura 7.17: Destilador ensamblado con balones

d- Cámara de gas inerte: Para mantener la calidad del monómero y disminuir la interacción con el oxígeno se construyó una cámara de trasvasado, la misma dispone de una boca de vacío y de una entrada de nitrógeno. El acceso de los frascos se realiza por uno de los guantes de manipulación como se observa en la Figura 7.18.



Figura 7.18: Cámara anaeróbica para la manipulación del monómero

e- Celda electroquímica: Se implementó utilizando una cubeta tinción Hellendahl utilizando las ranuras como soporte del contraelectrodo de acero inoxidable y el portaelectrodo de trabajo. En la Figura 7.19 se presenta la celda y la disposición de los electrodos en la misma.



Figura 7.19: Celda de electropolimerización

Referencias:

Graeve R y Wahl GH;(1964) Kugelrohr distillation apparatus. *Journal of Chemical Education*, vol. 41, no 5, p. 279.

Sputtering, descripción para la operación del equipo.
www.cientificosaficionados.com/tbo/difusion/bomba%20de%20vacio%20difusora.htm
(Consultado 28 de Enero de 2014)

Peresini M. A. y Petrolí M. D. Dispositivo de recubrimiento de muestras para microscopía electrónica de barrido. Tesina de grado. Universidad Nacional de Entre Ríos. Facultad de Ingeniería. Diciembre 2001

7.7 Cálculos de electrolito

En las Tablas 7.8 y 7.9 se presentan datos extraídos de las hojas técnicas de los proveedores, como por ejemplo la fórmula química, el número de producto, el peso molecular. También se presentan las formulas utilizadas en los cálculos de masa de DBS y de volumen de Py para un volumen de 0,0175 litros de electrolito.

Tabla 7.8: Cálculo de volumen de monómero para un volumen de electrolito con una concentración de 0.1M

Pirrol			Unidades
Hoja de datos	CAS Number:	109-97-7	
	Fórmula química:	C ₄ H ₅ N	
	Masa molecular del soluto (MW)	67,09	g/mol
Consigna	Concentración deseada (C)	0,1	Molar (mol /L)
	Volumen de la disolución a preparar	0,0175	L
Cálculos y resultados	Masa para una concentración de 0,1 M en un litro	6,709	g/L
	Masa de soluto para el volumen de disolución	0,1174075	G
	Densidad del monómero	0,967	g/mL
	Volumen de monómero	0,114	ml

Tabla 7.9: Cálculo de surfactante para un volumen de electrolito con una concentración de 0.1M

DBS SODIO			Unidades
Hoja de datos	Product Name	Sodium dodecylbenzenesulfonate	
	Product Number	289957	
	CAS Number	25155-30-0	
	Masa Molecular (MW)	348,48	g /mol
Consigna	Concentracion deseada (C)	0,1	Molar (mol /L)
	Volumen de la disolución a preparar (V)	0,0175	L
Cálculos y resultados	Masa por Litro (M) = MW * C	34,848	g/L
	Masa = M (g/L) * V (L)	0,60984	g

7.8 Equipos para procesos fotolitográficos

En la Figura 7.20 se presenta el banco de flujo laminar vertical, con el que se obtiene un área de trabajo clase 100 y la dirección del flujo minimiza la contaminación de la muestra cuando es manipulada por el operador. El mismo se construyó utilizando filtros HEPA (Micropleat de 23 3/8x47 3/8" x 3 1/16"), prefiltro de la empresa Microfilter SA (16x20x2") y una turbina D425 (caudal máximo 2560 m³/h; con una potencia 650 watt).



Figura 7.20: Banco de flujo laminar vertical.

En la Figura 7.21 se presentan los soportes y la mesa de trabajo con amortiguación neumática, para el diseño de la misma se contó con sugerencias de los Prof. Jose Risso y Alberto Cardona del CIMEC. Para la construcción de las patas se emplearon caños con costura de 2 mm de pared con diámetro exterior de 380 mm y neumáticos de 4x8" como vínculo entre las patas y la base de la mesa (loza de aproximadamente 120 Kg), sobre la loza para garantizar las condiciones de limpieza se realizó una cobertura en chapa negra (espesor 4mm, peso 48 kg) pintada con pintura epoxi para facilitar su limpieza.



Figura 7.21: Mesa de trabajo con amortiguamiento neumático.

La construcción del banco de flujo laminar y de la mesa se realizó en el taller de la Facultad de Ingeniería, la misma estuvo a cargo de Martín Zalazar y Fernando Sasseti bajo la supervisión de Dr. Fabio A Guarnieri. Para la caracterización de la mesa de trabajo se utilizó un medidor de vibraciones marca DSP Logger MX 300 de la empresa www.semapi.com, facilitado por José Risso y Alberto Cardona.

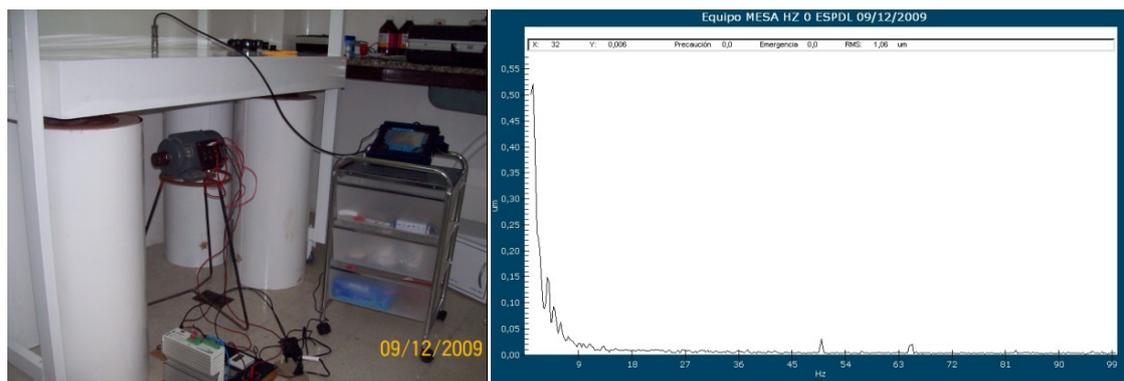


Figura 7.22: Setup para la medición de vibraciones en la mesa de trabajo.

En la Figura 7.22 se presenta la ubicación del sensor para la medición de desplazamientos en la superficie de la mesa. Se utilizó un motor trifásico de un 1 Cv como fuente de vibraciones para evaluar el nivel de atenuación de la mesa, en la Tabla 7.10 se presentan las mediciones de los desplazamientos con el motor apagado y el motor encendido, en la mesa y en el piso, cuando los neumáticos tienen una presión de 18 lb/cm²

Tabla 7.10: Mesa con amortiguamiento neumático

Motor	Desplazamiento RMS (μm)		Atenuación
	Sobre la mesa	En el piso	%
Apagado	1,06	1,75	39,43
Encendido	1,24	1,8	31,11

La técnica de soft lithography demanda de equipos alineadores de máscara que permitan ubicar de manera precisa el patrón transferido de la máscara a la fotoresina. El proceso de construcción del molde puede necesitar de más de una exposiciones para el activado de la fotoresina con la fuente de radiación ultravioleta.

Con el objetivo de asegurar la alineación entre distintas máscaras en el proceso de revelado se diseñó y construyó un mini alineador basado en micrómetros digitales y fuentes de UV comerciales (Figura 7.23). El dispositivo cuenta con soportes para montar un microscopio con conexión a computadora con un aumento de 200 x (bluesky) y una fuente de luz ultravioleta de 200 watt de potencia y carros desplazados micrométricamente sobre guías metálicas cromadas en los ejes X, Y y Z.

El mecanizado de las piezas en Aluminio 6061 y el montaje del dispositivo se realizó en los talleres de INTEC-Conicet, el proceso estuvo a cargo del Jefe de taller Sr. Guido Ansaldi y su equipo.

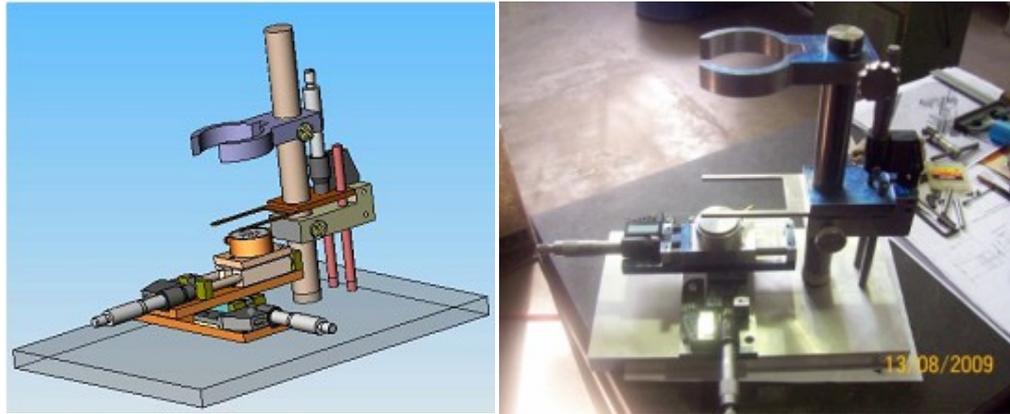


Figura 7.23: Mini alineador de mascarar

7.9 Celda para caracterización de diafragmas y actuadores circulares

La misma está compuesta por varios componentes que permiten realizar la caracterización eléctrica de un diafragma Kapton-Au-PPy(DBS) y la medición de la resistencia mecánica. Los mismos fueron diseñados en Acrílico y mecanizadas en el taller del INTEC-Conicet (Saavedra Ramón y equipo).

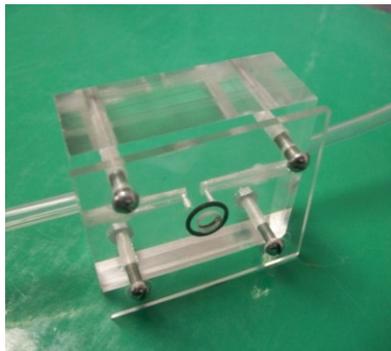


Figura 7.24: Módulos para la caracterización mecánica y eléctrica del diafragma.

Agregar los otros módulos

a) Módulo de medición de la resistencia hidráulica

La válvula tendrá una resistencia que depende del material, de la geometría y de las fijaciones del diafragma al cuerpo de la válvula.

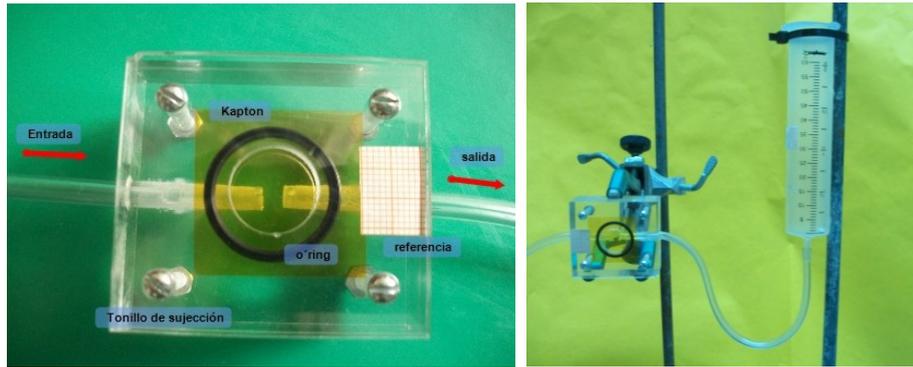


Figura 7.25: Módulo y columna manométrica.

El módulo permite medir los cambios de resistencia con distintos diseños y en las distintas etapas del proceso de fabricación, determinando cuanta resistencia agrega el metalizado, el polímero activo. El módulo permite utilizar membranas de distintos espesores y también se puede cambiar los puntos de fijación cambiando la dimensión de los O-Rings (Figura 7.26).

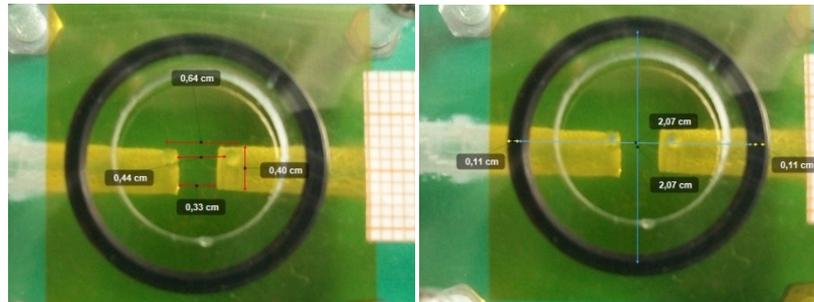


Figura 7.26: Fijación del diafragma mediante un O-Ring.

7.10 Resistencia hidráulica columna manométrica

Para obtener el valor de Resistencia del dispositivo es necesario medir la resistencia hidráulica de la columna y de la cánula previo al ensayo con la válvula. En la Tabla 7.11 y Tabla 7.12 se presentan los cálculos de la resistencia hidráulica de las columnas manométricas empleadas en la medición de la resistencia de los dispositivos.

Tabla 7.11: Resistencia hidráulica de la columna manométrica C1

Tiempo	Volumen [ml]	Presión [cm h20]	Presión [mmHg]	Caudal [ml/min]	Resist. Hidr. [mmHg.min/ml]
0,00	0,50	20,76	42,09		
0,37	1,00	21,52	41,53	76,61	0,54
0,78	1,50	22,28	40,97	75,98	0,54
1,15	2,00	23,04	40,41	75,41	0,54
1,52	2,50	23,80	39,85	74,84	0,53
1,93	3,00	24,56	39,29	74,21	0,53
2,75	4,00	26,08	38,18	72,95	0,52
3,56	5,00	27,60	37,06	71,71	0,52
4,41	6,00	29,12	35,94	70,40	0,51
5,26	7,00	30,64	34,82	69,10	0,50
6,08	8,00	32,16	33,71	67,84	0,50
6,96	9,00	33,68	32,59	66,49	0,49
7,95	10,00	35,20	31,47	64,97	0,48
8,80	11,00	36,72	30,35	63,66	0,48
9,79	12,00	38,24	29,24	62,14	0,47
10,74	13,00	39,76	28,12	60,68	0,46
11,72	14,00	41,28	27,00	59,18	0,46
12,74	15,00	42,80	25,88	57,61	0,45
13,76	16,00	44,32	24,76	56,04	0,44
14,82	17,00	45,84	23,65	54,41	0,43
15,94	18,00	47,36	22,53	52,69	0,43
17,10	19,00	48,88	21,41	50,91	0,42
18,29	20,00	50,40	20,29	49,08	0,41
19,51	21,00	51,92	19,18	47,21	0,41
20,84	22,00	53,44	18,06	45,17	0,40
22,16	23,00	54,96	16,94	43,14	0,39
23,59	24,00	56,48	15,82	40,94	0,39
25,15	25,00	58,00	14,71	38,55	0,38

Tabla 7.12: Resistencia hidráulica de la columna manométrica C2

Volumen drenado	Tiempo	Caudal	Presión		Resistencia Hidráulica [mmHg. min/ml]
			Cm H2O	mmHg	
ml	Seg	ml/min			
0	0		24	18,46	
0,5	0,54	55,56	22,3	17,15	0,31
1	1,08	55,56	20,6	15,85	0,29
1,5	1,63	54,55	18,9	14,54	0,27
2	2,24	49,18	17,2	13,23	0,27
2,5	2,88	46,88	15,5	11,92	0,25
3	3,6	41,67	13,8	10,62	0,25
3,5	4,35	40,00	12,1	9,31	0,23
4	5,23	34,09	10,4	8,00	0,23
4,5	6,28	28,57	8,7	6,69	0,23
5	7,54	23,81	7	5,38	0,23

7.11 Dimensiones válvula de Ahmed S2 empleada en el ensayo gravity test

En la Figura 7.27 se observa la fijación de la membrana a la base de la válvula y a la derecha la tapa que fija la membrana a la base. En ambas piezas se observa un receso trapezoidal que permite que las membranas se desplacen en el eje z por efectos de la presión.

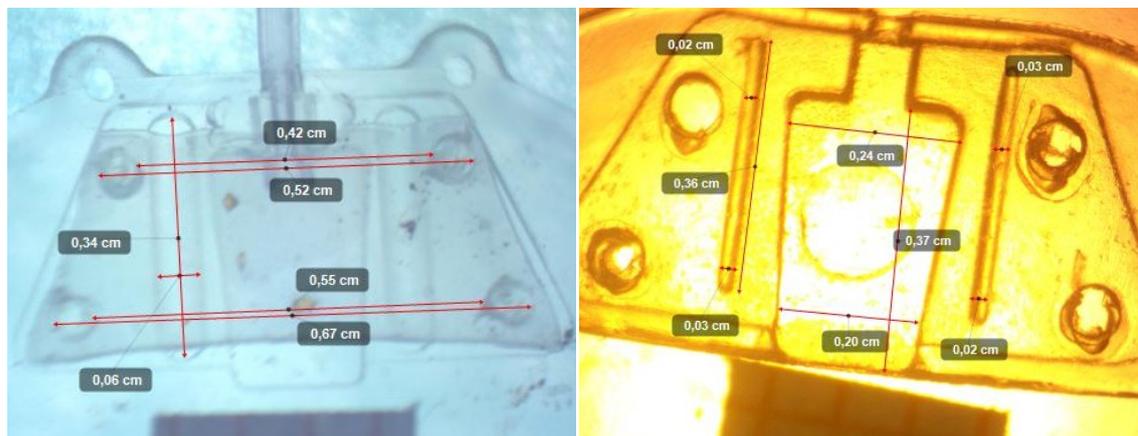


Figura 7.27: Válvula Ahmed S2 - Membrana montada en la base

Se observa que la cavidad donde las membranas pueden desplazarse en el eje z, tienen las siguientes dimensiones: a) Lado entrada fluido= 2,4 mm; b) Lado salida del fluido= 2 mm; c) Altura del trapecio= 3,7 mm.

En la Figura 7.28 se observa algunas dimensiones de la membrana. La distancia entre los orificios en el lado mayor no cambia cuando el mismo es aplanado con un porta objeto de vidrio.

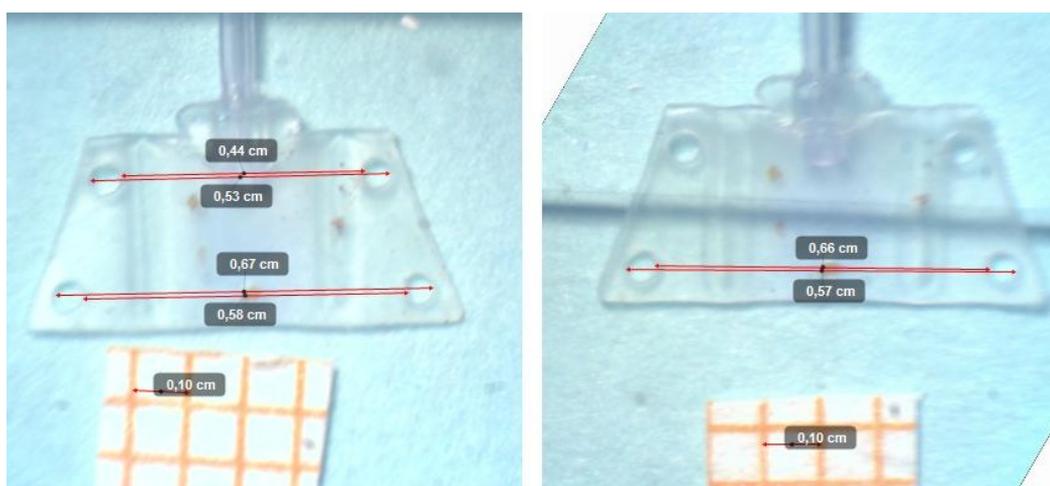


Figura 7.28: Válvula de Ahmed - Membrana

El espesor de las dos membranas en la proximidad del lado mayor es de 125 μm (Figura 7.29).



Figura 7.29: Válvula de Ahmed - Medición del espesor de la membrana

En la Figura 7.30 se presentan las áreas de contacto de la membrana con las espigas de la tapa de fijación de la membrana a la base de la válvula de Ahmed.

Las dimensiones aproximadas de las espigas que tensionan las membranas son: a) largo de 3,6 mm; b) ancho entre 300 y 400 μm ; c) altura de 400 a 500 μm .

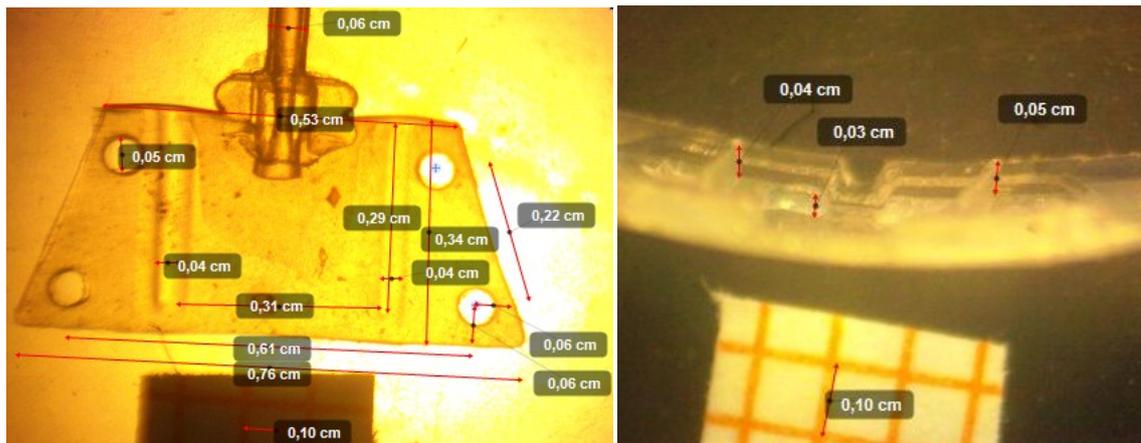


Figura 7.30: Válvula de Ahmed - Áreas de contacto entre la membrana y la tapa