

Capítulo 5

Diseño de la microválvula

Una vez estudiadas varias aportaciones interesantes en el campo de las microválvulas, pasaremos a describir el diseño de nuestro dispositivo. Para ello analizaremos su estructura, materiales empleados, propiedades y principio de funcionamiento, para posteriormente realizar un estudio teórico sobre el que se sustente la solución adoptada y final fabricación de la microválvula.

5.1 Consideraciones iniciales

Como hemos visto, son muchas las soluciones propuestas en el diseño y fabricación de microválvulas con intención de cumplir una larga lista de requerimientos deseables. Aunque estas características ideales dependerán en gran medida de la aplicación en concreto, podemos destacar las siguientes:

- Ausencia de fugas y reducción de volúmenes muertos.
- Elevada resistencia a presiones altas.
- Consumo reducido.
- Tiempos rápidos de respuesta.
- Fiabilidad y estabilidad operando en modo abierto o cerrado.
- Capacidad de tener un funcionamiento lineal.
- Inmunidad ante contaminación causada por algunos agentes químicos.

- Capacidad de operar tanto con líquidos como con gases.
- Biocompatibilidad.
- Bajo coste y posibilidad de ser desechable.

Aunque obviamente no exista ninguna microválvula que cumpla con todos estos requerimientos, conviene tenerlos muy presentes a la hora de diseñar un dispositivo como el que aquí se presenta, para intentar satisfacer las especificaciones que nuestra aplicación requiere. Es importante destacar que este diseño estará orientado a formar parte de una plataforma microfluídica, con electrónica y elementos sensores integrados, por lo que la estructura propuesta y posterior fabricación se ha llevado a cabo teniendo en cuenta principalmente la fácil integración del dispositivo. En la figura 5.1 se muestra un dibujo esquemático de este concepto de plataforma formado por un array de microválvulas y elementos sensores conectados a canales microfluídicos, con intención de formar un Lab-on-Chip sobre un único sustrato y orientado a aplicaciones biomédicas.

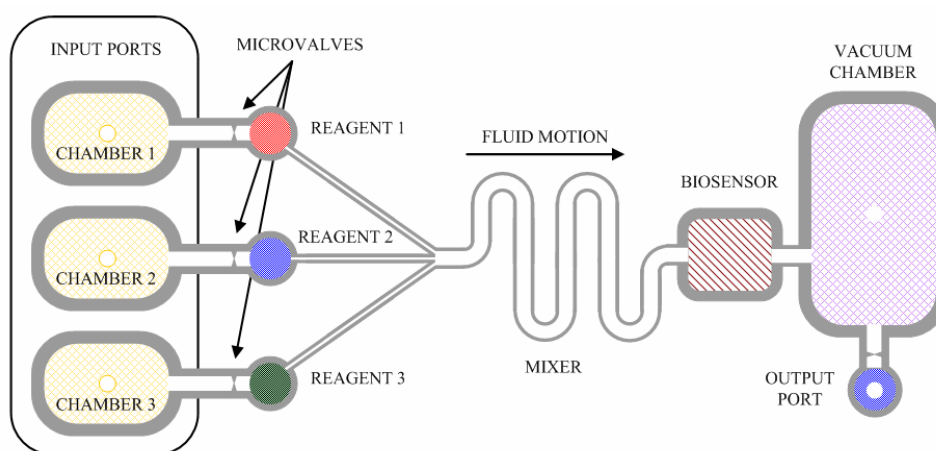


Figura 5.1: Ejemplo esquemático de la plataforma LOC para aplicaciones biomédicas. La secuencia de mezclado entre los distintos reactivos y las muestras que provienen de los puertos de entrada está controlada por la activación de las microválvulas. Las cámaras de entrada a la izquierda de la imagen se encontrarían a presión atmosférica.

Otros aspectos fundamentales en el diseño han sido minimizar el coste del dispositivo final y simplificar el proceso de fabricación. Para ello se han empleado materiales como SU-8 y PCB y técnicas de fotolitografía estándar, aprovechando al máximo lo que la tecnología de polímeros y PCBMEMS nos ofrece.

5.2 Principio de funcionamiento

El principio de operación de la válvula combina dos fenómenos físicos diferenciados: térmico y mecánico. Por un lado contaremos con una membrana encargada de separar dos depósitos y resistir una diferencia de presión que existe entre ambos, y por otro, un elemento resistivo causante de la activación de la microválvula. La función de este elemento resistivo será aportar un incremento de temperatura a la membrana, con intención de debilitarla lo suficiente para que la diferencia de presiones finalmente acabe propiciando la rotura de la misma. En cuanto exista un leve orificio en la membrana, las presiones entre ambos depósitos tratarán de igualarse, provocando el movimiento de fluido desde la cámara con mayor presión hacia la de menor presión.

Como hemos visto en capítulos anteriores, el principal inconveniente de las microválvulas de actuación térmica es el consumo, puesto que normalmente se requieren corrientes eléctricas elevadas para conseguir un incremento apreciable de la temperatura en el elemento resistivo [41], [42]. Por ello en nuestro diseño el principal factor de actuación será la tensión mecánica soportada por la membrana debida a la presión, siendo el factor térmico un simple desencadenante de la activación. Con la unión de ambos fenómenos, conseguimos que el consumo del dispositivo sea notablemente menor comparado con un modelo en el que la rotura de la membrana sea llevado a cabo únicamente por la acción de la temperatura.

De este modo, la microválvula propuesta permite un único uso, lo que determina el empleo de materiales baratos para su fabricación con intención de que sea desechable. Este diseño por tanto estará enfocado a la integración de múltiples válvulas en un array más que a la actuación de un único dispositivo. Por otra parte, se contempló la opción de que el elemento resistivo fuese sustituido por un material que se degradase ante el contacto con alguna sustancia química concreta, pero esta solución fue rechazada por varios motivos. En primer lugar, este método implicaría un proceso de fabricación más complejo, dificultando que el diseño lo formase una única estructura monolítica, y por otra parte sería necesario emplear reactivos químicos. El uso de estas sustancias podría contaminar las muestras extraídas, o afectar a la seguridad del

paciente en una posible aplicación “in vivo” al emplear reactivos que puedan ser tóxicos o nocivos para el organismo.

5.3 Estructura

En un primer diseño, la microválvula consistía en dos cámaras fabricadas en SU-8 que se encontraban divididas por un muro del mismo material. Este muro presentaba una zona central más estrecha que hacía las veces de membrana, soportando la diferencia de presiones existente entre ambas cámaras. A través de esta membrana había un fino hilo de oro que se encontraba soldado entre dos pistas de cobre sobre un sustrato PCB. En la figura siguiente se muestra una vista transversal y superior de la estructura de la válvula:

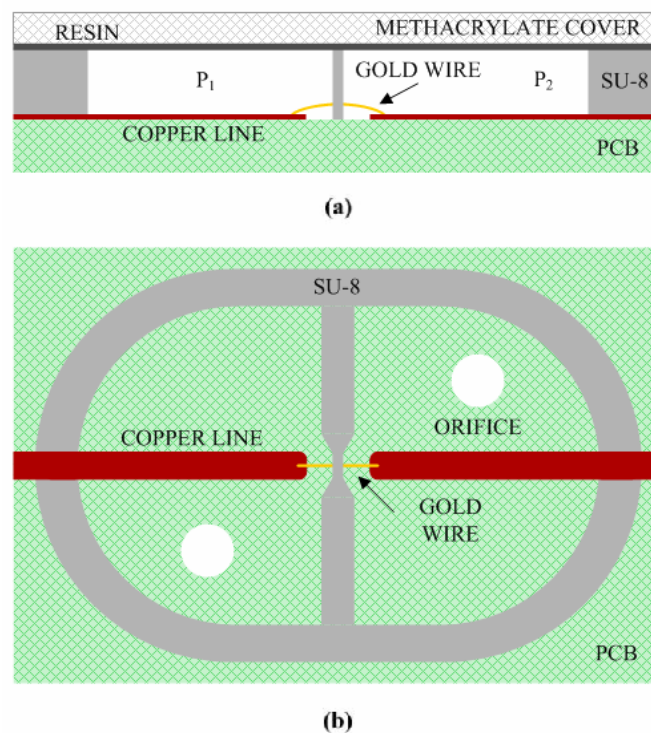


Figura 5.2: (a) Vista transversal y (b) vista superior de un primer diseño de la microválvula. Las presiones en ambas cámaras P_1 y P_2 están reguladas a través de los orificios practicados en el PCB.

La misión del hilo de oro consistirá en debilitar la fina membrana cuando se le suministre una corriente eléctrica, provocando que la temperatura del hilo y de la membrana a su alrededor aumente. Al existir una diferencia de presiones entre ambas cámaras, este efecto térmico será el desencadenante de debilitar la membrana y que no

pueda soportar la tensión mecánica sufrida. Como vemos en la figura, la presión será suministrada a ambas cámaras a través de unos orificios taladrados en el PCB. En la práctica, solo una cámara estará conectada a una presión determinada, dejando la otra a presión atmosférica. Ajustando esta presión externa en la cámara derecha o izquierda, provocaremos que el movimiento del fluido vaya en un sentido u otro.

En la vista transversal se aprecia como las cámaras están perfectamente selladas mediante las paredes de SU-8 a su alrededor, el PCB haciendo las veces de suelo, y una tapadera transparente adherida a la estructura mediante una resina epoxi. Para poder suministrar una corriente al hilo, este se encuentra soldado a dos pistas de cobre que conectan el dispositivo con el exterior, pudiendo variar como queramos el layout de dichas pistas para que la conexión externa sea fácil. En el capítulo siguiente describiremos a fondo los materiales empleados y el flujo de procesos llevado a cabo para fabricar la estructura.

En cuanto a la fina membrana de SU-8, esta determinará la presión soportada entre ambos depósitos, por lo que sus dimensiones serán parámetros críticos que determinarán el funcionamiento de la válvula. Esta membrana deberá aguantar sin problemas la diferencia de presiones en condiciones normales y ser lo suficientemente débil cuando le suministremos un aumento de temperatura. Por lo tanto es de vital importancia buscar un compromiso entre aguante mecánico y temperatura de fusión en el material, como veremos en el estudio teórico del siguiente apartado.

Finalmente se optó por un diseño que permitiese visualizar mejor el movimiento del fluido cuando la válvula se activaba. Para ello se modificó la estructura a un lado de la membrana, quitando una cámara y añadiendo un microcanal por el que tendría lugar la inyección o succión del fluido, dependiendo de la presión impuesta en la cámara que quedaba al otro lado de la membrana. El principio de funcionamiento es exactamente el mismo que el del anterior modelo, manteniendo el canal a presión atmosférica igual que si fuese la cámara eliminada. En la siguiente figura se muestra el diseño finalmente adoptado:

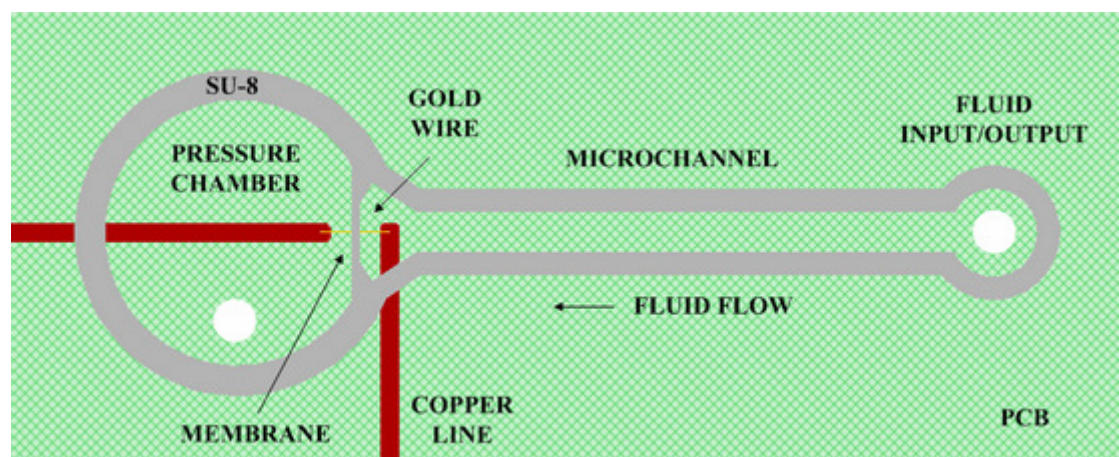


Figura 5.3: Vista superior del diseño final de la microválvula. La flecha marcaría la dirección del fluido en caso de que la cámara se encontrase al vacío.

Con esta estructura se aprecia como si fijamos la presión de la cámara a un valor inferior al atmosférico, al romper la membrana el fluido entrará por el pequeño depósito situado a la derecha, recorriendo el microcanal. Si en caso contrario tenemos una presión superior a la atmosférica, empujaremos el fluido hacia el depósito pequeño. De este modo diferenciamos el funcionamiento del sistema como microinyector o microextractor.

5.4 Estudio teórico

Como hemos dicho anteriormente, por una parte tendremos el fenómeno mecánico y por otra el térmico, que en primer lugar tendremos que estudiar separadamente. Posteriormente trataremos de analizar cómo la unión de ambos afectará al comportamiento de la membrana. Para ello deberemos buscar una solución de compromiso entre la presión a la que se encuentra la cámara y la corriente que es necesaria suministrar al hilo, con objetivo de minimizar la potencia consumida por el dispositivo.

5.4.1 Principio de actuación mecánico

La función de la diferencia de presión fijada entre ambas cámaras consistirá en provocar el movimiento del fluido cuando la membrana rompa. Sin duda el componente más importante en la estructura mecánica será dicho elemento, encargado de soportar dicha presión. Las dimensiones de esta membrana jugarán un papel fundamental en la aportación térmica requerida así como en el tiempo que tardará la válvula en operar.

Partiendo de que, debido al proceso de fabricación, la membrana tendrá una forma cuadrada o bien rectangular, analizaremos su comportamiento mecánico cuando se encuentra sometida a presión constante. La ecuación que rige la deformación máxima w_{max} o desplazamiento en una sección rectangular de altura L_x , longitud L_y y anchura h ante una carga uniformemente distribuida (como se aprecia en la figura 5.4 es la siguiente:

$$w_{max} = w(L_x / 2, L_y / 2) = c_1 \frac{P \text{Min}(L_x, L_y)^4}{Eh^3} \quad [13]$$

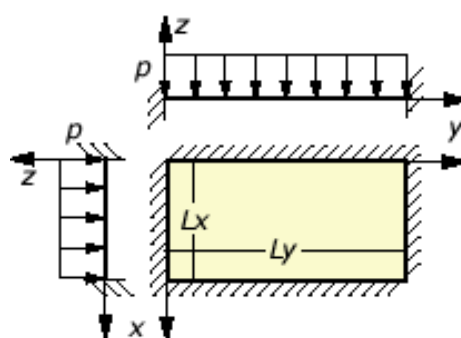


Figura 5.4: Modelado matemático de la membrana.

Esta ecuación es válida únicamente cuando la sección se encuentra anclada por los cuatro lados, tal y como ocurre en nuestra estructura [43], [44]. P es la presión aplicada y E hace referencia el módulo de Young del material empleado, en este caso SU-8. Los valores posibles de c_1 se muestran en la tabla siguiente:

Max ($L_x/L_y, L_y/L_x$)	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0	∞
c_1	0,0138	0,0188	0,0226	0,0251	0,0267	0,0277	0,0284

Tabla 5.1: Valores de c_1 en función de L_x y L_y .

La fórmula [13] es válida para la mayor parte de materiales que tienen un coeficiente de Poisson en torno a 0,3, valor que se aproxima bastante al que presenta el SU-8. De hecho, el módulo de Poisson tiene un efecto muy limitado en el desplazamiento y el resultado de la fórmula normalmente da una idea aproximada del comportamiento en la mayoría de casos prácticos. El coeficiente c_1 se calcula mediante un ajuste polinómico por mínimos cuadrados.

En cuanto a la tensión mecánica máxima sufrida por la membrana σ_{max} aplicando este modelo matemático, se puede calcular mediante la expresión:

$$\sigma_{max} = c_2 \frac{P \text{Min}(L_x, L_y)^2}{h^2} \quad [14]$$

Donde los posibles valores de c_2 se encuentran reflejados en la siguiente tabla:

Max ($L_x/L_y, L_y/L_x$)	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0	∞
c_2	0,3078	0,3834	0,4356	0,4680	0,4872	0,4974	0,5000

Tabla 5.2: Valores de c_2 en función de L_x y L_y .

Cabe destacar que este valor máximo de tensión mecánica σ_{max} se producirá en el punto central del eje y (dimensión longitudinal de la membrana) en un punto cercano a la parte más baja, en nuestro caso, en contacto con el sustrato. Posteriormente corroboraremos esto con el programa de simulación numérica Coventor. De nuevo esta fórmula es válida en la mayoría de los casos donde el módulo de Poisson se aproxima a 0,3 y análogamente, el coeficiente c_2 se calcula mediante un ajuste polinómico por mínimos cuadrados. Como curiosidad, la expresión que determina la tensión mecánica sufrida justo en el centro de la membrana será:

$$\sigma = c_3 \frac{P \text{Min}(L_x, L_y)^2}{h^2} \quad [15]$$

Donde los posibles valores de c_3 se encuentran reflejados en la siguiente tabla:

Max ($L_x/L_y, L_y/L_x$)	1,0	1,2	1,4	1,6	1,8	2,0	∞
c_3	0,1386	0,1794	0,2094	0,2286	0,2406	0,2472	0,2500

Tabla 5.3: Valores de c_3 en función de L_x y L_y .

Con las fórmulas anteriores [13] y [14] calcularemos el desplazamiento y la tensión mecánica sufrida por nuestra membrana para diferentes dimensiones y condiciones de presión. Si analizamos [14], vemos como la presión ejercida influye

linealmente en la tensión mecánica, que a su vez aumentará maximizando el área de la membrana y minimizando su espesor. Como se aprecia en las tablas 5.1, 5.2 y 5.3, los valores de los coeficientes c_x aumentarán si hacemos que la membrana sea rectangular en vez de cuadrada, incrementando a su vez la tensión mecánica sufrida. Habrá por tanto que llegar a una relación de compromiso en nuestro diseño entre la geometría óptima para la membrana y aspectos fundamentales de fabricación como la adherencia entre el SU-8 y el sustrato.

Para maximizar la tensión mecánica sufrida a una presión concreta, en primer lugar será necesario hacer el valor del coeficiente c_2 lo más elevado posible. Para ello, la geometría de membrana óptima será una sección rectangular con el doble de longitud que de altura, consiguiendo así un coeficiente muy cercano al valor 0,5, según la tabla 5.2. Se puede apreciar como aumentando esta relación longitud-altura por encima del 2, tan sólo obtendremos unas pocas centésimas más en el coeficiente, por lo que apenas será apreciable.

Por otra parte, en la división de la ecuación [14] nos encontramos con una relación entre los cuadrados del lado menor del rectángulo y su espesor. Si agrupamos cuadrados y hacemos que el lado menor sea siempre la altura, nos encontramos con que la tensión mecánica depende cuadráticamente de la relación de aspecto de la membrana. De este modo, puesto que la longitud de la membrana vendrá siempre determinada por la altura (será siempre el doble), los parámetros libres que nos quedan en la ecuación serán la presión ejercida y dicha relación de aspecto. En la siguiente gráfica se muestra la tensión mecánica teórica sufrida por la membrana en función de su relación de aspecto para diferentes presiones aplicadas:

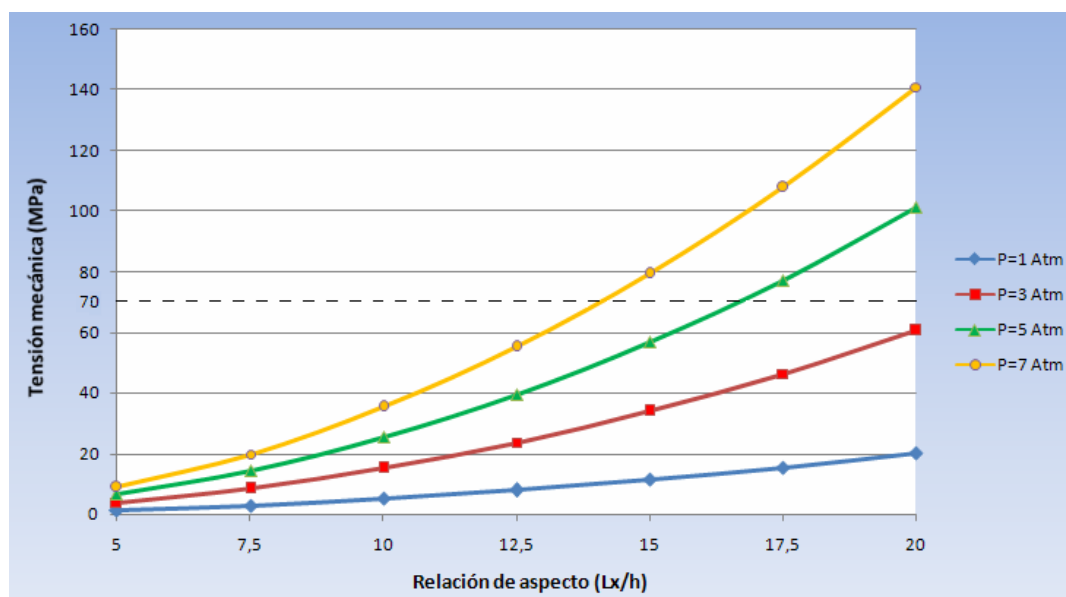


Figura 5.5: Tensión mecánica teórica sufrida para diferentes relaciones de aspecto en la membrana y bajo presiones distintas.

Según algunos autores [45], y tal como viene recogido en la tabla 4.3, la tensión mecánica máxima que puede soportar el SU-8 se sitúa en torno a los 70 MPa, aunque normalmente este valor suele ser inferior debido al stress interno que pueda sufrir la estructura en los diversos pasos de calentamiento que tienen lugar en el proceso de fabricación. En la gráfica se aprecia cómo para llegar a este valor (línea discontinua) y poder romper la membrana con tan sólo el esfuerzo de la presión, será necesario contar con relaciones de aspecto bastante elevadas, dificultando la fabricación del dispositivo. Otra opción consiste en aumentar la presión aplicada, aunque tendremos un límite determinado por las posibles fugas que puedan aparecer en la válvula. Vemos que para conseguir la rotura será necesario aplicar siempre una presión de más de 3 Atm., necesitando una relación de aspecto en torno a 14 para 7 Atm., y superior a 16 para 5 Atm. En el capítulo de fabricación veremos como se ha abordado la construcción de la membrana con estas características tan restrictivas.

Para corroborar los resultados obtenidos con las fórmulas anteriores, haremos una simulación en Coventor, tomando para ello una membrana de 600 μm de alto, 1200 μm de largo y 40 μm de espesor. Aplicaremos una presión de 5 Atm, y comprobaremos si los resultados que nos ofrece el programa de simulación numérica concuerdan con los de las ecuaciones [13] y [14]. Según estas fórmulas, para esas mismas dimensiones y condiciones iniciales, la deformación y tensión mecánica máximas sufridas serán

$w_{max} = 6,46 \mu\text{m}$ y $\sigma_{max} = 56,7 \text{ MPa}$, respectivamente. En las figuras 5.6 y 5.7 se muestran los resultados de la simulación:

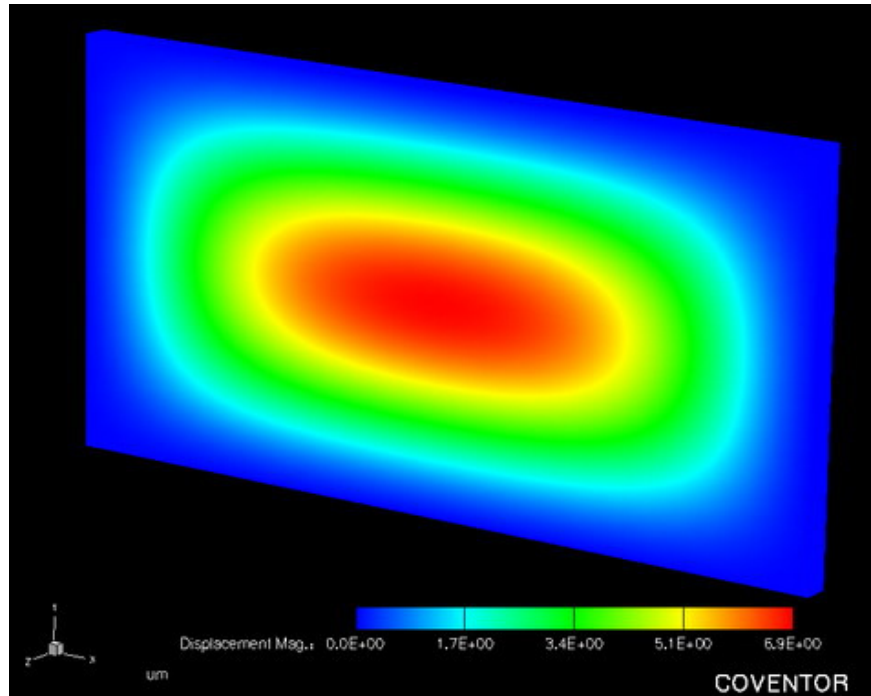


Figura 5.6: Deformación de la membrana de SU-8 al aplicarle 5 atmósferas de presión. La zona en rojo corresponde con la máxima deformación alcanzada.

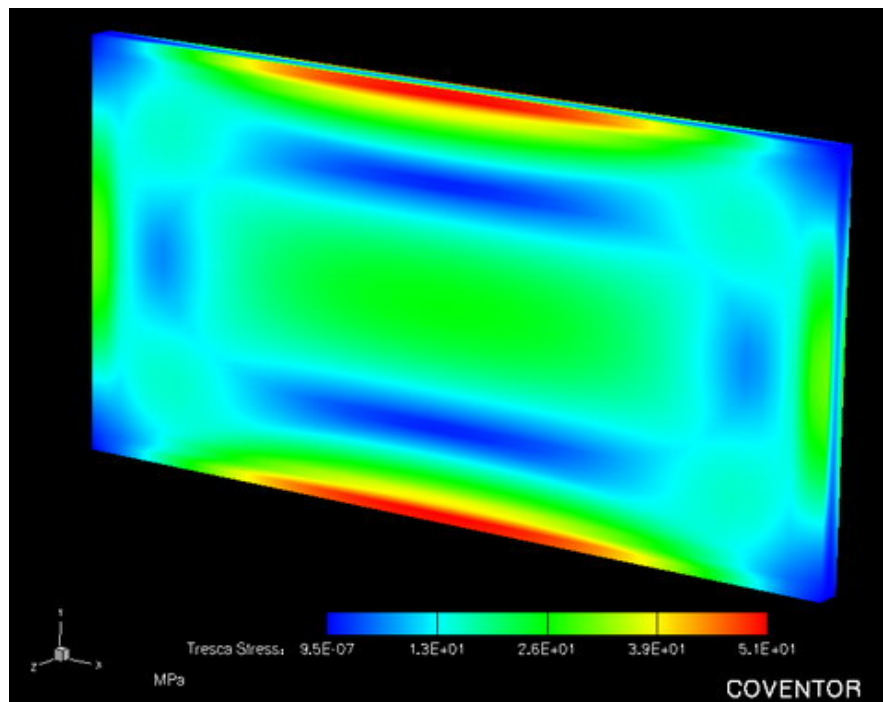


Figura 5.7: Tensión mecánica sufrida por la membrana de SU-8 al aplicarle 5 atmósferas de presión. La zona en rojo corresponde con la máxima tensión.

Como se puede apreciar en la barra inferior de colores de la figura 5.6, el desplazamiento máximo tiene lugar en la zona central de la membrana, alcanzando un máximo de 6,9 μm respecto a la posición inicial. En cuanto a la tensión mecánica, las zonas que más sufrirán en la estructura al aplicar presión serán los bordes superior e inferior de la membrana, que en nuestro caso corresponderán con la zona adherida a la cubierta de la válvula y a la que se encuentra sobre el sustrato PCB, respectivamente. El valor de tensión mecánica máxima tiene un valor aproximado de 51 MPa.

Dado que los resultados se aproximan bastante al modelo teórico, daremos por válidas las ecuaciones anteriormente formuladas, empleándolas posteriormente para llegar a una relación de compromiso entre presión, altura y espesor de la membrana de SU-8 teniendo en cuenta las limitaciones del proceso de fabricación. La razón por la que los resultados obtenidos en Coventor no se ajusten más a los teóricos es debido principalmente a la aproximación del coeficiente de Poisson a 0,3 en las ecuaciones [13] y [14], cuando realmente el SU-8 presenta un valor de 0,22, y al tipo de mallado empleado en la simulación.

En vista de los resultados anteriores, queda patente la resistencia del SU-8 ante presión externa, siendo necesario un aporte extra de energía para propiciar la rotura de la membrana con relaciones de aspecto que sean fáciles de fabricar. Para ello entra en juego el fenómeno térmico, responsable de debilitar la estructura y relajar estas condiciones tan restrictivas.

5.4.2 Principio de actuación térmico

Como ya hemos comentado, será el que, unido a la tensión mecánica soportada, finalmente provoque la rotura en la membrana. Si por un conductor circula corriente eléctrica, parte de la energía cinética de los electrones se transforma en calor debido a los choques que sufren los átomos del material conductor por el que circulan, elevando la temperatura del mismo. Este fenómeno es conocido como “Efecto Joule”, y será el causante de calentar el hilo que pasará a través de la membrana cuando le suministremos un pulso de corriente. La fórmula que describe este efecto es la siguiente:

$$Q = I^2 \cdot R \cdot t \quad [16]$$

Donde Q es la energía calorífica producida por la corriente (J), I la intensidad de corriente que circula (A), R la resistencia eléctrica del conductor (Ω) y t el tiempo en el que la corriente está circulando (s). Si analizamos la fórmula, la manera más rápida de aumentar la energía calorífica en nuestro hilo de oro sería aumentar la corriente eléctrica, puesto que afecta cuadráticamente al resultado de dicha expresión. Sin embargo, esto (unido al voltaje suministrado) provocaría un incremento en la potencia y por tanto en el consumo de la microválvula.

Analicemos por tanto los demás elementos de la fórmula: El tiempo afecta linealmente al calor generado, sin embargo, un tiempo elevado para llevarse a cabo la activación sería una importante desventaja en nuestro diseño, donde el tiempo de respuesta es un parámetro fundamental para los dispositivos de este tipo. Además, el estar más tiempo suministrando corriente a nuestro sistema aumentaría de nuevo el consumo. La única variable por tanto con la que podemos jugar es con la resistencia eléctrica del conductor. Este parámetro se define como la oposición que presenta un material al paso de corriente eléctrica y está determinado por la siguiente expresión:

$$R = \rho \frac{l}{S} \quad [17]$$

Donde ρ es la resistividad, una característica propia de cada material, l la longitud del conductor y S su sección. Cabe destacar que esta expresión es válida suponiendo una temperatura de 20°, puesto que la resistividad de la mayoría de los metales se incrementa al aumentar la temperatura. Como veremos posteriormente, será necesario tener en cuenta este factor para poder analizar correctamente el proceso de activación. Por lo tanto si queremos que la resistencia del material que estará en contacto con la membrana sea lo más elevada posible, trataremos de elegir un material con una resistividad alta, y que a su vez su longitud sea máxima y su sección mínima.

Llegados a este punto, nuestro proceso de fabricación nos permitía escoger entre el cobre de las pistas que se encuentran en el sustrato PCB, o el oro de los microhilos

habitualmente empleados en microelectrónica para conectar un chip con los pads exteriores y que se conoce como “wire bonding”. Aunque la tecnología impide aumentar mucho la longitud del conductor al soldar el hilo, se optó por esta solución al tener el oro una resistividad mayor y una sección mucho menor de la que podríamos conseguir en el laboratorio con una pista de cobre. Estos hilos utilizados en el wire bonding tienen un diámetro de 25 μm , difícilmente superable por una pista cuadrada de cobre tratada con un baño químico.

Otro aspecto importante es que la pista de cobre se encuentra adherida al sustrato de fibra de vidrio del PCB, sufriendo importantes pérdidas caloríficas a través de ella cuando se le aplica corriente. En cambio, el hilo de oro se encuentra suspendido entre ambas pistas, siendo la pérdida de energía a través del aire mucho menor. Lo ideal sería optar por microhilos de un material de resistividad mayor que el oro, como el aluminio o el platino (5 veces mayor), sin embargo, para reducir costes en el dispositivo fue necesario adaptarse a la tecnología disponible.

Por otra parte, será necesario diseñar la membrana y ajustar la presión aplicada de tal modo que nos aseguremos que se produzca la activación de la microválvula antes de que el hilo alcance una temperatura tan elevada que se funda e inutilice el dispositivo. Principalmente, al aumentar la temperatura en el SU-8 circundante al hilo, provocaremos un descenso en el módulo de Young del material en esa zona, haciendo que sea necesario aplicar menos presión para romper la membrana. Aunque este fenómeno sea nuestro punto de partida en el diseño y caracterización de la válvula, veremos en el capítulo 7 como existirán otras regiones de funcionamiento donde se unirán a este otros fenómenos térmicos conforme vayamos incrementando la temperatura del hilo. En las siguientes gráficas se muestra el porcentaje de desplazamiento de la estructura en función de la tensión mecánica del SU-8 para diferentes valores de temperatura (Fig. 5.8), así como la variación del módulo de Young y la tensión de fractura en función de la temperatura (Fig. 5.9.a y 5.9.b respectivamente) [46], [47].

En la figura 5.9.a se aprecia como el módulo de Young desciende desde 4,4 GPa hasta 0,1 GPa para temperaturas superiores a los 200°, momento en el que alcanza la T^a

de transición vítrea y comienza a derretirse. En torno a los 150°, seguirá manteniendo su estado sólido, disminuyendo el módulo de Young por debajo de 0,5 GPa. Por otra parte, en la figura 5.9.b se aprecia un máximo de tensión de rotura en torno a los 130°.

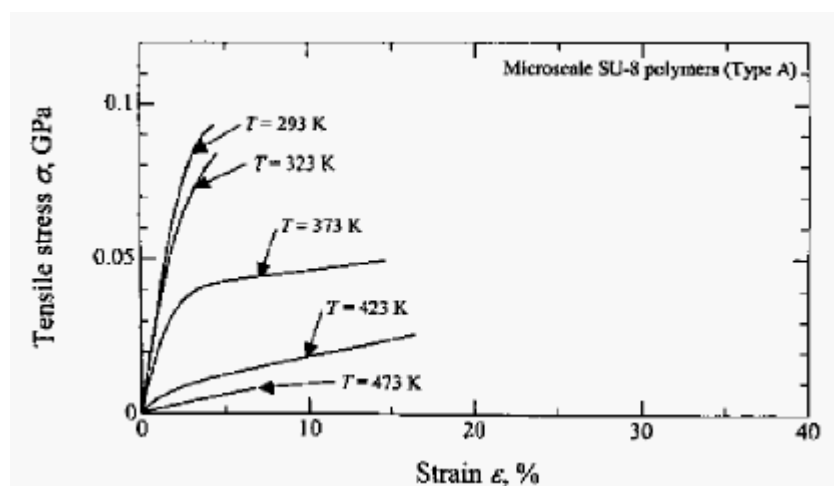


Figura 5.8: Desplazamiento de la estructura de SU-8 en función de la tensión mecánica para diferentes valores de temperatura. La conversión de grados Kelvin a Celsius se obtiene restando el valor 273,15.

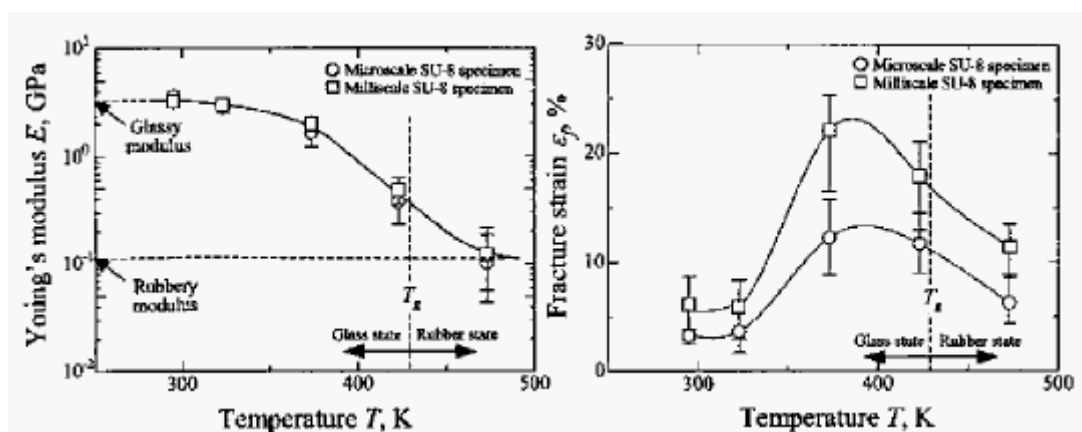


Figura 5.9: (a) Variación del módulo de Young del SU-8 en función de la T^a y (b) Variación de la tensión de fractura frente a diferentes valores de T^a .

5.4.3 Estudio microfluídico

Una vez analizados ambos efectos por separado, sería interesante conocer el comportamiento del dispositivo cuando se produce la rotura en la membrana. En primer lugar, sabiendo que contamos con la estructura descrita en la figura 5.3, calcularemos el volumen de líquido que la válvula succiona para una presión fijada en el depósito. Para ello, estableceremos una nomenclatura y condiciones iniciales para las diferentes magnitudes que intervienen: P_i o presión inicial, será la presión existente en el depósito

antes de la rotura de la membrana, P_f será la presión final que resulta en el depósito después de haber roto la membrana y activado la microválvula (presión atmosférica), V_i corresponderá con el volumen inicial de aire alojado en el depósito, y V_f será el volumen de aire en el depósito cuando ya la válvula se encuentra abierta. Según la ley de Boyle, enunciada en el capítulo 2, y que rescribiremos aquí con la nomenclatura descrita antes:

$$P_i V_i = P_f V_f \quad [18]$$

Supongamos que la presión en el interior del depósito es inferior a la del canal, que se encuentra a presión atmosférica. En este caso, cuando consigamos romper la membrana, los productos entre presiones y volúmenes tenderán a igualarse, provocando un flujo desde la presión mayor a la menor hasta que todo el dispositivo quede a presión atmosférica. Si alojamos un líquido en la pequeña cavidad al final del canal, este equilibrio de presiones hará que el líquido se mueva a través del canal hacia el depósito que originalmente estaba al vacío, pero no podrá llenar completamente dicho depósito porque habrá una parte del mismo lleno de aire. Mediante V_f en la ecuación anterior, conoceremos el volumen de aire que queda en la cámara cuando la membrana rompe:

$$V_f = \frac{P_i V_i}{P_f} = \frac{P_i (\pi R^2 h)}{P_f} \quad [19]$$

Donde V_i será aproximadamente el volumen de un depósito de sección cilíndrica de radio R y altura h . Sumando ahora este valor al volumen de aire que se encuentra en el microcanal, V_{MC} , tendremos el volumen total de aire que queda en el dispositivo una vez activado. El volumen de líquido máximo que llegará a alojarse en el depósito V_L será por tanto la resta entre lo que cabe en el depósito y este valor:

$$V_L = V_i - (V_f + V_{MC}) = (\pi R^2 h) - \frac{P_i (\pi R^2 h)}{P_f} - whL = (\pi R^2 h) \frac{P_f - P_i}{P_f} - whL \quad [20]$$

Donde w , h y L serán respectivamente la anchura, altura y longitud del microcanal. El volumen total de líquido succionado sería finalmente la suma del líquido

alojado en el interior del depósito V_L y el volumen que cabría a lo largo del canal. Con la ecuación [20], podremos dimensionar el dispositivo para que el volumen de líquido succionado por la válvula sea el que nos interese. Si hiciésemos V_L nulo, una vez que la válvula se activase el líquido únicamente se alojaría en el interior del canal, permaneciendo el depósito lleno de aire a presión atmosférica. En las figuras siguientes se aprecia el comportamiento de la válvula cuando la membrana finalmente cede:

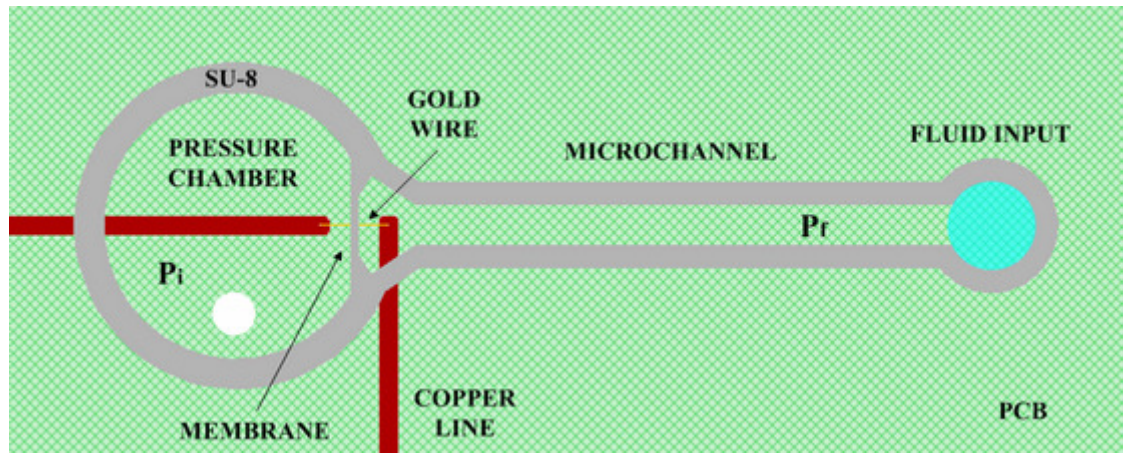


Figura 5.10: Microválvula con una presión P_i en la cámara antes de aplicar una corriente a través del hilo de oro y ser activada.

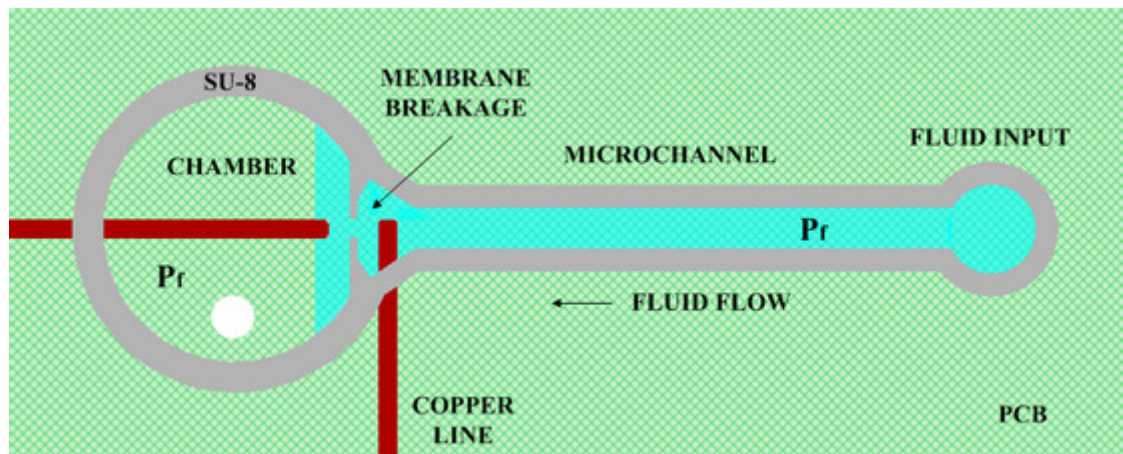


Figura 5.11: Microválvula activada, el calentamiento del hilo propicia la rotura de la membrana de SU-8 sometida a presión. Las presiones a ambos lados de la membrana se igualan a la presión atmosférica P_f , lo que provoca un flujo de líquido.

A modo de curiosidad, si quisiésemos conocer el caudal del líquido que circula por el interior del microcanal o la velocidad a la que este fluido sale impulsado una vez que la válvula se ha activado, emplearíamos las ecuaciones [3] y [6] del capítulo de

teoría, que recordaremos a continuación. Teniendo en cuenta que la sección del microcanal conectado a la válvula es rectangular, su caudal sería:

$$Q = \frac{\Delta V}{t} = A \cdot v = \frac{wh^3}{12\mu L} \Delta P \quad [21]$$

Donde A sería el área de sección del canal, en nuestro caso $w \cdot h$, v la velocidad a la que avanza el fluido una vez activada la válvula, L la longitud del canal, μ la viscosidad del líquido con el que trabajamos (en nuestro caso agua) y ΔP la diferencia de presiones entre el depósito y el canal, separados por la membrana. Para poder aplicar esta fórmula, supondremos que la pérdida de carga existente en el microcanal es despreciable para el aire, pudiendo de este modo considerar similar la presión existente a ambos extremos del canal. Además, la fórmula [21] sólo es válida si trabajamos en régimen de flujo laminar, condición que deberemos comprobar que cumple:

$$Re = \frac{\rho D_h v}{\mu}; \quad Re \leq 2300; \quad [22]$$

Donde ρ es la densidad de nuestro líquido, el agua, y D_h es el llamado diámetro hidráulico, cuya expresión para un canal de sección rectangular rescribimos a continuación:

$$D_h = \frac{2wh}{w+h} \quad [23]$$

A modo de ejemplo, empleando nuestro diseño con unas ciertas dimensiones sería sencillo calcular el caudal y la velocidad del agua succionada a través del canal: Suponiendo un canal de 200 μm de anchura, 300 μm de altura y 2 cm de longitud, una diferencia de presiones de 0,5 Atm, y sabiendo que la densidad y viscosidad del agua son $\rho = 1000 \text{ Kg/m}^3$ y $\mu = 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$ respectivamente, pasando todo a unidades internacionales tendríamos:

$$Q = \frac{wh^3}{12\mu L} \Delta P = \frac{0,3 \cdot 10^{-3} (0,2 \cdot 10^{-3})^3}{12 \cdot 10^{-3} \cdot 0,02} \cdot 0,5 \cdot 10^5 = 0,5 \cdot 10^{-6} \text{ m}^3/\text{s} = 0,5 \text{ ml/s} \quad [24]$$

Conviene resaltar el cambio de nomenclatura adoptado en la anchura y altura del canal, puesto que en la ecuación [21], el término elevado al cubo h hace referencia al lado más corto de la sección y w al más largo, sin necesidad de que éstos sean la altura y la anchura, respectivamente. De este modo, en la fórmula h sería la anchura y w la altura, al ser la sección un rectángulo más alto que ancho. Una vez obtenido el caudal, despejemos la velocidad a la que es forzada el agua cuando la válvula se activa:

$$Q = A \cdot v \Rightarrow v = \frac{Q}{w \cdot h} = \frac{0,5 \cdot 10^{-6}}{0,3 \cdot 10^{-3} \cdot 0,2 \cdot 10^{-3}} = 8,3 \text{ m/s} \quad [25]$$

Finalmente, para comprobar que estos cálculos son correctos, deberemos justificar que nos encontramos en una situación de flujo laminar. Para ello:

$$\text{Re} = \frac{\rho D_h v}{\mu} = \frac{\rho(2wh)v}{\mu(w+h)} = \frac{2 \cdot 10^3 \cdot 0,2 \cdot 10^{-3} \cdot 0,3 \cdot 10^{-3} \cdot 8,3}{10^{-3} \cdot (0,2 \cdot 10^{-3} + 0,3 \cdot 10^{-3})} = 2000 \quad [26]$$

Vemos como el valor de Re, 2000, se encuentra dentro del rango de flujo laminar según [22], por lo que nuestras suposiciones fueron correctas. Con estos sencillos cálculos será posible dimensionar nuestra válvula según el comportamiento microfluídico que queramos que presente cuando la membrana se rompa.

5.5 Solución propuesta

Una vez analizada cada parte del diseño y principio de actuación por separado, veremos la solución finalmente adoptada para la microválvula. En primer lugar, según la figura 5.5, recordamos como las dimensiones de la membrana afectan a su comportamiento ante la presión externa, siendo especialmente importante la relación de aspecto altura-espesor. Para maximizar la tensión mecánica sufrida, intentaremos en primer lugar contar con el menor espesor de membrana que nos permita la tecnología de fabricación y con la mayor altura posible.

Como veremos en el capítulo 6, en el proceso de fabricación se descubrió que en torno a 30-35 μm , la membrana comenzaba a presentar problemas de adherencia, por lo

que optamos por un valor de seguridad de 40 μm . A partir de aquí, se consiguió una altura de membrana de 500 μm y una anchura de 1000 μm , consiguiendo una relación de aspecto teórica de 12,5:1 y una estructura con perfiles bastante rectos. Aunque es posible conseguir relaciones de aspecto algo mayores, se optó por mantener estos parámetros de modo que asegurasen el funcionamiento de la microválvula y cierta repetitividad. En el capítulo siguiente describiremos el proceso de fabricación necesario para conseguir estas dimensiones.

Metiendo estos valores en la ecuación [14] y suponiendo una presión máxima de 8 atmósferas, que es el valor límite que podemos conseguir en la bomba del laboratorio, tendremos una tensión mecánica aplicada máxima de 63 MPa, valor muy cercano a la tensión de rotura del SU-8. En el capítulo 7 veremos si es posible romper la membrana únicamente mediante esta presión o si es necesario siempre un aporte calorífico. Por otra parte, maximizando la longitud del hilo para aumentar la resistividad y la temperatura, fue posible conseguir una longitud en torno a 1,5 mm.

En cuanto al depósito de presión y el microcanal, se eligieron sus dimensiones de modo que se asegurase el llenado completo de líquido en el canal una vez activada la válvula en modo microextractor. Cabe destacar que el objetivo no es llenar de líquido el depósito que se encuentra al vacío, sino asegurar el llenado del canal, con vistas a una futura integración de un sistema de detección en el mismo. No olvidemos que esta microválvula es un elemento pensado para formar parte de una plataforma Lab-on-Chip, con un array de microagujas, biosensores y toda la microfluídica y electrónica integrada necesaria para extraer o inyectar diversas sustancias a través del fluido intersticial. De este modo, mediante la activación de una microválvula con la presión correspondiente ajustada para actuar como microextractor, obtendríamos una pequeña cantidad de líquido intersticial del paciente que podría ser analizada, pudiendo determinar niveles de glucosa, lactosa u otras sustancias del organismo.

Sin embargo, el método más habitual de análisis de multitud de compuestos orgánicos se basa en una detección enzimática, por lo que es imprescindible que esta enzima se encuentre alejada la zona de activación de la válvula, donde sin duda la elevada temperatura del microhilo y de la membrana conseguirían degradarla. Es por

ello por lo que sería más apropiado situar un futuro elemento de detección en el microcanal, lejos del depósito, con lo que necesitaremos que esta zona se encuentre llena de líquido tras activar la válvula. En un principio se ha pensado analizar glucosa de líquido intersticial mediante detección amperométrica, empleando para ello enzima glucosa oxidasa inmovilizada sobre unos electrodos. Aunque este método es sin duda el más empleado comercialmente en aplicaciones para diabéticos, existen varias propuestas ópticas muy interesantes y que también utilizan esta enzima u otras similares.

Recordando el estudio microfluídico de gases que hicimos en el apartado 5.4.2., con la expresión [20], y sabiendo que V_L es el volumen de líquido alojado en el depósito tras la activación, para asegurar que el líquido llene el canal, deberá cumplirse que:

$$V_L = V_i - (V_f + V_{MC}) \geq 0 \Rightarrow V_i \geq (V_f + V_{MC}) \quad [27]$$

Sustituyendo cada término por el volumen correspondiente en función de nuestra estructura tendremos:

$$V_f = \frac{P_i V_i}{P_f} = \frac{P_i (\pi R^2 h)}{P_f} \Rightarrow \pi R^2 h \geq \frac{P_i}{P_f} (\pi R^2 h) + whL \quad [28]$$

Para el funcionamiento de la válvula en modo microextractor, hemos supuesto la presión ambiente $P_f = 1$ Atm y la presión a la que se encuentra el depósito inicialmente $P_i = 0,1$ Atm. Por otra parte, la longitud del canal se escogió de modo que quedase un dispositivo compacto y a la vez pudiese apreciarse a simple vista el movimiento del líquido. La anchura del canal se ajustó a un valor cómodo para la tecnología, intentando no ser mucho menor que la altura de las paredes. En el capítulo siguiente comentaremos los problemas de fabricación acontecidos en este apartado para anchuras de canal más reducidas. Se optó finalmente por una longitud $L = 8$ mm y una anchura $w = 500$ μm , quedando un canal de sección cuadrada. Agrupando elementos y sustituyendo estos valores, nos quedaría:

$$\pi R^2 \left(1 - \frac{P_i}{P_f}\right) \geq wL \Rightarrow R^2 \geq \frac{wL}{\pi(1 - P_i/P_f)} \Rightarrow R^2 \geq \frac{0,5 \cdot 10^{-3} \cdot 0,008}{\pi(1 - 0,1/1)} \Rightarrow R \geq 1200 \mu\text{m} \quad [29]$$

Como vemos, a partir de ese valor en el radio de la estructura circular que conforma el depósito, aseguraremos que cuando se produce la activación de la válvula, el canal se llenará de líquido. Para asegurarnos, en la práctica el radio seleccionado en nuestro diseño fue algo mayor que el teórico, siendo $R = 1800 \mu\text{m}$. Por otra parte, la anchura de las paredes de SU-8 que forman el depósito fue de $500 \mu\text{m}$, al igual que en el resto de paredes de la estructura, salvo en la membrana. La anchura de las pistas de cobre que conectarían el microhilo de bonding con la alimentación exterior también fue de $500 \mu\text{m}$.

Las dimensiones totales de la microválvula fueron $13,4 \text{ mm}$ de largo \times $4,4 \text{ mm}$ de ancho \times $5,5 \text{ mm}$ de alto. Sería posible fabricar el dispositivo más pequeño sin apenas realizar cambios en el flujo de procesos, sin embargo se optó por unas dimensiones cómodas para realizar experimentos en el laboratorio. Las dimensiones del depósito de menor tamaño, a través del que entra o sale líquido según trabajemos en modo microextractor o microinyector, no fueron determinantes en el diseño al servir simplemente como punto de unión con una columna externa llena de líquido. Finalmente, una tapadera transparente de metacrilato sella toda la estructura, permitiendo fijar y mantener una presión externa en el depósito de SU-8 sin que existan fugas. En el siguiente capítulo comentaremos en profundidad el proceso seguido en el sellado del dispositivo, así como algunos aspectos a tener en cuenta en este paso.

Por último, es posible determinar si cuando la válvula se activa tenemos un flujo laminar en el movimiento del líquido a través del microcanal. En caso contrario, nos encontraremos en régimen turbulento, donde no se podrá aplicar la ecuación [21] para calcular el caudal de fluido. Si dejamos tal y como están las dimensiones descritas arriba, el número de Reynolds para nuestro modelo sería:

$$\text{Re} = \frac{\rho D_h v}{\mu} = \frac{\rho(2wh)Q}{\mu(w+h)wh} = \frac{\rho(2wh)wh^3 \Delta P}{12\mu^2(w+h)whL} = \frac{\rho wh^3 \Delta P}{6\mu^2(w+h)L} \quad [30]$$

$$\frac{\rho wh^3 \Delta P}{6\mu^2(w+h)L} = \frac{10^3 \cdot 0,5 \cdot 10^{-3} \cdot (0,5 \cdot 10^{-3})^3 \cdot 0,9 \cdot 10^5}{6 \cdot 10^{-6} \cdot (0,5 \cdot 10^{-3} + 0,5 \cdot 10^{-3}) \cdot 0,008} = 117.187,5 \quad [31]$$

Vemos como el número de Reynolds supera con creces la condición de régimen laminar, por lo que la absorción de flujo en nuestro canal será turbulento. Al fin y al cabo, este factor no alterará en absoluto el comportamiento de la microválvula, siendo mucho más importante parametrizar el diseño en función de extraer o inyectar un volumen de líquido fijo. Una vez diseñado el dispositivo, a continuación veremos los procesos que intervienen en la fabricación del dispositivo.