

# El silicio y sus propiedades como material sensor

F. Sandoval-Ibarra

*Centro de Investigación y de Estudios Avanzados-Unidad Guadalajara  
Av. López Mateos Sur 590, 45140 Guadalajara, Jalisco, Mexico*

Recibido el 2 de diciembre de 1999; aceptado el 6 de noviembre de 2000

Este artículo describe las consideraciones de diseño de diversos transductores basados en silicio. El propósito es doble: 1) el silicio es un material semiconductor adecuado para el desarrollo de transductores completamente integrados, los cuales pueden ser fabricados con procesos de fabricación estándar de circuitos integrados; 2) si el desarrollo de transductores es compatible con procesos de fabricación estándar, entonces se describen las capacidades para el desarrollo de sensores inteligentes. Por lo anterior, se realiza una revisión bibliográfica con la intención de elaborar una referencia que sea útil para el principiante y para el diseñador de sensores de estado sólido.

*Descriptores:* Dispositivos semiconductores; sensores de estado sólido; circuitos integrados

This paper focused on the design considerations of silicon based transducers. The reason for this is twofold. First of all, silicon is a suitable material for the development of fully integrated transducers, which can be manufactured with any IC fabrication process. The second reason is to describe the possibilities to design the so-called smart sensors. In this way, an overview has been created with the purpose to write a useful reference for the beginner and for the expert sensor designer.

*Keywords:* Semiconductor devices; solid-state sensors; integrated circuits

PACS: 06.70.D; 85.40.G; 85.30

## 1. Introducción

La razón de la creciente demanda que tiene el silicio hasta nuestros días no sólo es debida a sus propiedades electrónicas, sino también a sus excelentes propiedades mecánicas, químicas, térmicas, magnéticas, etc. Tener conocimiento de estas propiedades han permitido, al diseñador de circuitos integrados (CI) y dispositivos semiconductores, que a través del uso de las técnicas fotolitográficas de los procesos estándar de fabricación monolítica, sea posible desarrollar sensores completamente integrados en silicio. Por ejemplo, de las propiedades mecánicas del silicio cabe señalar que el valor del módulo de Young ( $1.9 \times 10^{12}$  dinas/cm<sup>2</sup>) es muy aproximado al que presenta el acero inoxidable y el níquel; su dureza (850 kg/mm<sup>2</sup>) es muy similar al del cuarzo y es el doble del valor del hierro; su tensión de respuesta al estiramiento ( $6.9 \times 10^{10}$  dinas/cm<sup>2</sup>) es al menos tres veces más alta que en alambres de acero inoxidable [1]. Esta información permite pensar intuitivamente que el silicio es un material mecánicamente fuerte. Sin embargo, en ocasiones las obleas de silicio se rompían sin aparente razón, lo que contribuyó a creer que el silicio era un material mecánicamente frágil. Esa idea originó que en el crecimiento de cristales de silicio de alta pureza, no sólo se optimicen las propiedades eléctricas sino también sus propiedades mecánicas, es decir, se reduce la densidad de defectos cristalográficos en el cuerpo, superficie y en bordes para minimizar regiones potenciales de alta concentración de tensión. En la práctica, todo componente mecánico que esté sometido a fricción, abrasión y a tensión debe ser tan pequeño como sea posible para minimizar el número total de defectos cristalográficos.

La fabricación de microestructuras se realiza a través del grabado (isótropo y/o anisótropo) no sólo del silicio sino tam-

TABLA I. Dispositivos semiconductores y sus propiedades como transductores.

Excitación	Proceso	Sensor
Radiativa	Fotoconductor	Fotodiodo/Fototransistor
	Fotovoltaico	Fotodiodo
Mecánica	Piezorresistivo	Sensor de esfuerzo
		Sensor de presión
Térmica	Generación electrón/hueco	Diodo/Transistor
Magnética	Efecto Hall	Elemento Hall
		Magnetotransistor
Eléctrico o Química	Modulación de conductividad	MOSFET

bién de todos aquellos materiales propios del proceso de fabricación estándar de CI. El diseño de microestructuras se realizan mediante una técnica conocida como micromaquinado (para ampliar el tema ver la siguiente página electrónica: [www.ee.surrey.ac.uk/Personal/D.Banks/spanish/sumintro.html](http://www.ee.surrey.ac.uk/Personal/D.Banks/spanish/sumintro.html)).

Además de las propiedades mecánicas del silicio, existen otras que pueden ser utilizadas para sensar una gran variedad de cantidades físicas (ver Tabla I). La ventaja de fabricar elementos sensores en silicio es que ellos pueden ser simultáneamente fabricados con otros componentes en un mismo chip. Por ejemplo, un sensor puede ser diseñado como parte de un circuito amplificador, de manera que cualquier cambio en la señal es procesado en el mismo punto de generación sin la influencia de ruido acoplado a través de cone-



TABLA II. Dispositivos microelectrónicos y su capacidad para sensar parámetros físicos de interés.

Excitación	Proceso
Resistor	Temperatura
Diodo	Luz
Capacitor	Carga eléctrica
BJT	Campos magnéticos
MOSFET	Especies químicas

xiones inductivas y/o capacitivas (como sucede en tecnología híbrida) [2]. Sin embargo, aun cuando la amplificación de las señales mejora la sensibilidad, la amplificación diferencial cancela efectos parásitos y con circuitería se puede cancelar efectos por variación en la temperatura, al incluir esta clase de circuitos se deben de tener las siguientes precauciones: 1) El sensor debe ser tan simple como sea posible y sólo incluir circuitos cuando se haya demostrado su necesidad. En otras palabras, evitar agregar circuitería por el propio bien del sensor debido a que los elementos que componen los circuitos son sensibles a luz, temperatura, campos magnéticos, etc.; 2) eliminar la idea de que al reducir el tamaño del dispositivo se tendrá un aumento en la rapidez de respuesta y por lo tanto se tendrá la posibilidad de integrar una mayor cantidad de dispositivos en un mismo chip (existen excepciones como los CCD). En microsensores, pequeñas dimensiones implica pobre precisión [3].

Por otro lado, no todos los elementos sensores deben ser implementados mediante micromaquinado, es decir, los dispositivos de fabricación común en los procesos estándar para el procesamiento de las señales también pueden ser usados como elementos sensores (ver Tabla II). Estos últimos han sido usados en diversas áreas de aplicación que incluyen control industrial, robótica y automatización, instrumentación, medicina, etc. Sólo para ilustrar las necesidades de sensores en el área médica, la Tabla III muestra una lista del tipo de sensores requeridos como función del tratamiento clínico a aplicar para diversos padecimientos [4].

Por lo anterior, en el presente documento se hace una revisión de principios básicos de operación para diversos elementos sensores diseñados y fabricados en México. Se muestran diversas aplicaciones y se describe, cuando es necesario, los pasos tecnológicos adicionales al proceso estándar de fabricación que permiten el desarrollo de elementos sensores de interés.

## 2. Transductores mecánicos

La forma más simple de usar las propiedades elásticas del silicio es a través de membranas o diafragmas, cuyo grosor es mucho menor que el que presentan las obleas (del orden de 300  $\mu\text{m}$ ) en procesos de fabricación de CI. La fabricación de diafragmas de silicio se obtiene mediante técnicas de grabado que pueden ser de naturaleza isótropa o anisótropa, depen-

TABLA III. Requerimiento de sensores en el área médica [4].

Sistemas terapéuticos	
Padecimiento	Sensor requerido
Arritmia cardiaca	Presión, flujo, pH PO <sub>2</sub> , POC <sub>2</sub>
Paraplejia y cuadriplejia	Electrodos, sensor de posición
Pérdida auditiva	Micrófonos y estimuladores
Problemas respiratorios	Presión, flujo, PCO <sub>2</sub> , estimulación
Incontinencia urinaria	Presión y válvula de control
Hipertensión	Presión sanguínea y estimulación
Diabetes	Sensor de glucosa
Epilepsia	EEG y estimulación
Sistema psicológico	Diversos sensores
Organos artificiales	
Corazón	Presión, flujo, PO <sub>2</sub> , PCO <sub>2</sub>
Páncreas	Flujo, presión y sensor de glucosa
Riñón	Acido urico, flujo y presión
Laribge	EMG y diversos actuadores

diente o no dependiente de concentración de impurezas. El grabado de silicio húmedo puede ser realizado mediante KOH, EDP o NaOH, mientras que el grabado seco incluye el uso de plasma y el denominado RIE [1]. Para obtener un diafragma de silicio se graba (o remueve selectivamente) la parte posterior de la oblea con soluciones de KOH (esta solución es dependiente de la orientación cristalográfica y presenta una razón de grabado mucho mayor que las soluciones de EDP) y como enmascarante se usa nitruro de silicio (Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>), ya que se sabe que la razón de grabado en KOH es casi cero respecto a otros enmascarantes, como el dióxido de silicio (SiO<sub>2</sub>). El área y grosor del diafragma se determina a través del siguiente modelo:

$$\ell = L - 2 \frac{t_w - t_d}{\tan \theta}, \quad (1)$$

donde  $\ell$  es la longitud de la ventana resultante,  $L$  es la longitud de diseño,  $t_w$  y  $t_d$  son el grosor de la oblea y del diafragma, respectivamente. La Ec. (1) considera el ángulo  $\theta$  entre las paredes del plano cristalográfico (111) con la superficie (100), con  $\theta$  del orden de 54.74° (ver Fig. 1). Para considerar la Ec. (1) como un modelo útil de diseño se debe tener control de la velocidad de grabado, y de esta forma, obtener el correcto grosor del diafragma.<sup>(a)</sup> La técnica de grabado húmedo, basado en soluciones de KOH, presenta diversas propiedades de interés. Por ejemplo, la velocidad de grabado para silicio (100) ligeramente dopado (silicio extrínseco) presenta un máximo en rededor del 20% de KOH en peso cuando el grabado se realiza a 72°C. A concentraciones mayores la velocidad de grabado reduce su valor y, a concentraciones menores al 20% se producen superficies rugosas, lo que se traduce en diafragmas no uniformes [5].



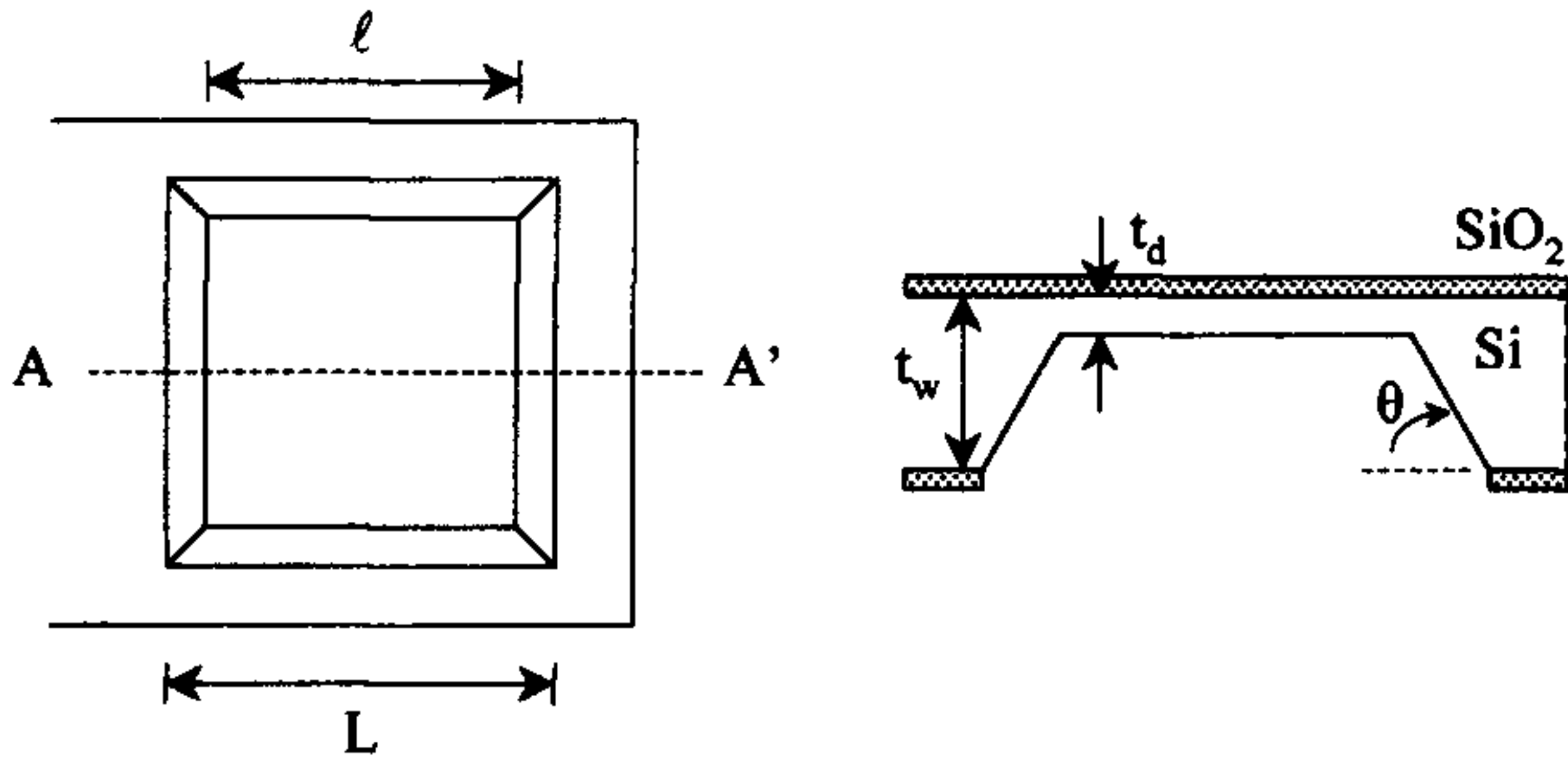


FIGURA 1. Diafragma de silicio y su corte transversal.

2.1. Sensores de presión piezorresistivos

La piezorresistencia en un material se manifiesta como una variación en la resistividad  $\rho$  como consecuencia de una presión  $P$  aplicada. En semiconductores de banda indirecta, como el silicio, la presión aplicada induce un esfuerzo mecánico en la estructura cristalina que se traduce en cambios  $\delta E_g$  en la banda prohibida, el cual se manifiesta como un incremento en la concentración de portadores de carga en la banda de conducción. El proceso descrito se utiliza para sensar presión a través de la integración de resistores  $R$  (en arreglo de puente de Wheatstone) en el diafragma de silicio, el que actúa como elemento elástico sensible a la presión. En la Fig. 2a se muestra la distribución del esfuerzo mecánico (eje  $z$  en dinas/cm<sup>2</sup>) en el diafragma una vez que se aplica una presión. En esta figura, el eje  $\ell_x$  denota la longitud  $\ell$  del diafragma, el cual es del orden de 0.15 cm. El mismo significado presenta el eje  $\ell_y$ , ya que se considera que el diafragma es de geometría cuadrada. Se puede ver que las zonas de mayor esfuerzo (región en la que se manifiesta más piezorresistencia) son las que se ubican en la parte media de cada uno de los extremos,  $\ell/2$ . Por lo tanto, es en cada una de esas regiones donde se debe construir un resistor de valor  $R$ . Por otro lado, se puede apreciar que el centro geométrico del diafragma es la región que no experimenta esfuerzo alguno.<sup>(b)</sup> Aún más, el esfuerzo en dirección  $\langle 1\bar{1}0 \rangle$  es negativo respecto al esfuerzo en dirección  $\langle 110 \rangle$ . Esto significa que la respuesta diferencial a la presión se puede obtener con el circuito eléctrico equivalente que se muestra en la Fig. 2b, la cual está dada por

$$v_d = V_{DD} \frac{\Delta R}{R}, \tag{2}$$

donde  $V_{DD}$  es el potencial de polarización, y  $\Delta R$  representa el cambio en el valor de la resistencia debido a la aplicación de  $P$ . En este sistema, únicamente cuando existe una presión aplicada, los resistores están sometidos a componentes de esfuerzo perpendiculares  $\sigma_{\perp}$  y paralelos  $\sigma_{\parallel}$  a la longitud de los resistores, de modo que el cambio resistivo está dado por

$$\frac{\Delta R}{R} = \pi_{\parallel} \sigma_{\parallel} + \pi_{\perp} \sigma_{\perp}, \tag{3}$$

con  $\pi_{\perp}$  y  $\pi_{\parallel}$  los respectivos coeficientes piezorresistivos, que pueden representarse en función de los coeficientes  $\pi$  fundamentales del silicio. Estos últimos son dependientes de la

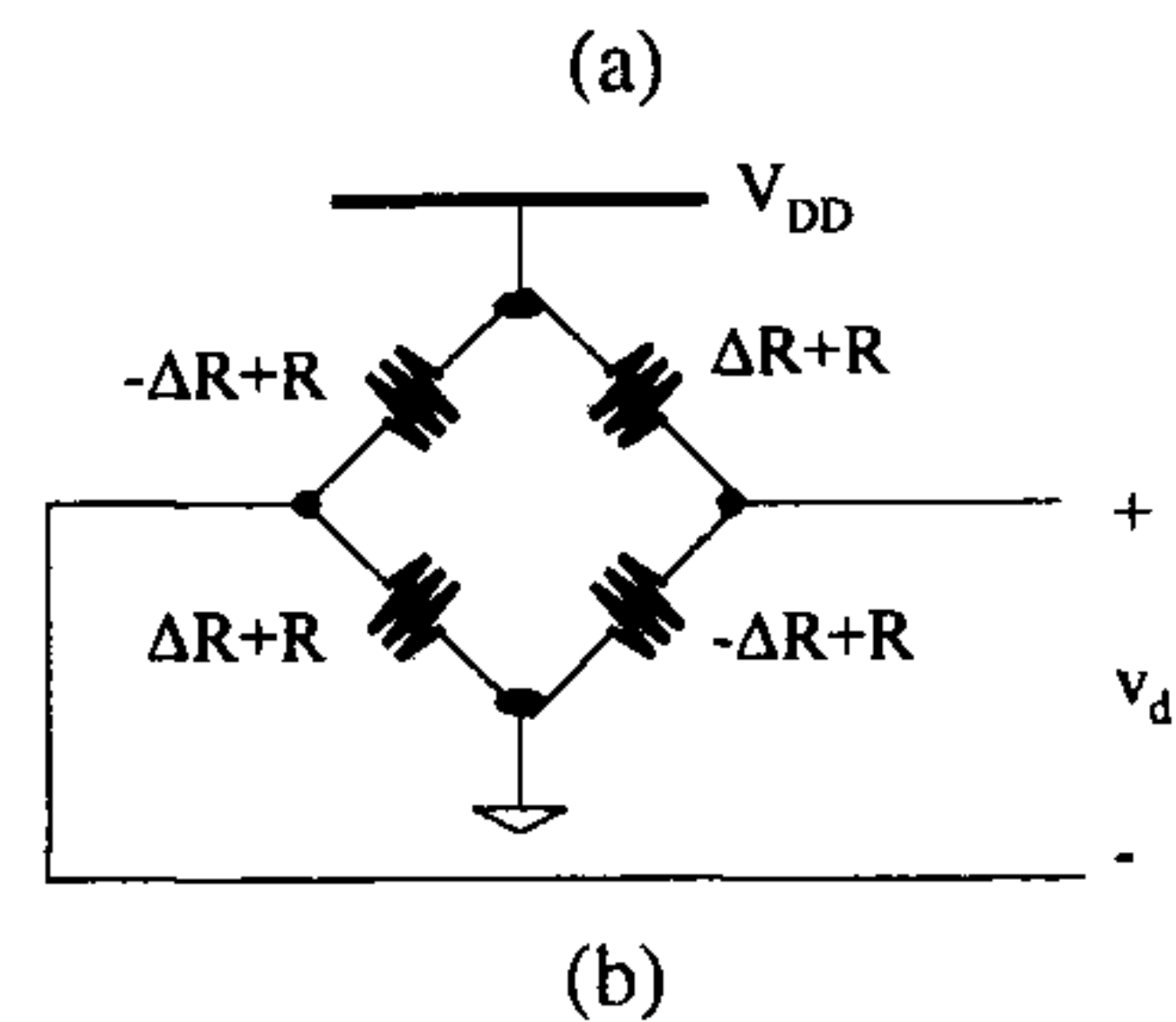
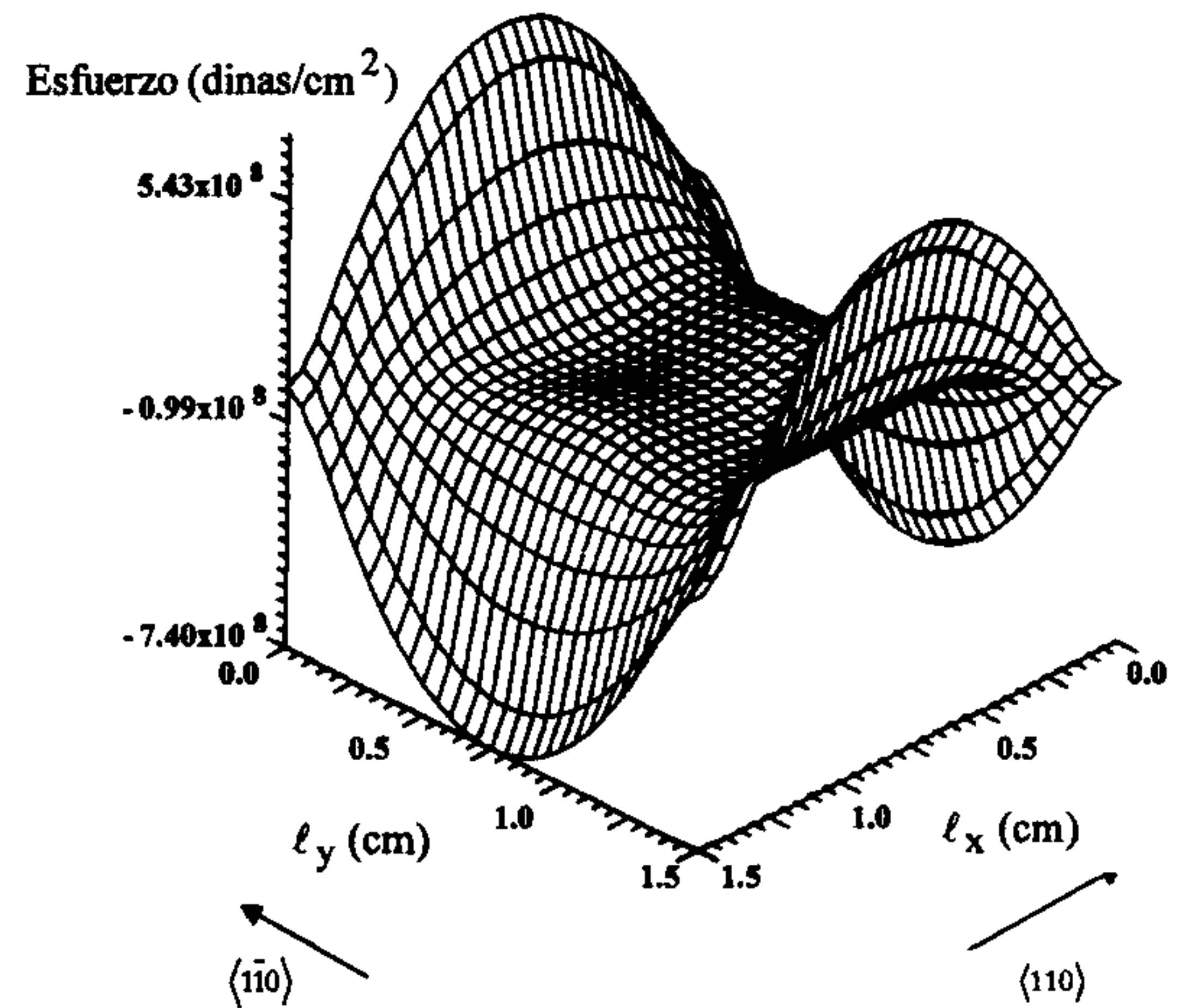


FIGURA 2. a) Distribución de esfuerzo en un diafragma de silicio, b) configuración sensora con piezorresistores.

concentración de impurezas, temperatura, dirección cristalográfica y no serán descritos en este documento. Existe literatura a la que se puede acudir si se desea ampliar más en el tema [6–9]. En semiconductores cúbicos la matriz de coeficientes piezorresistivos tiene sólo tres valores independientes:  $\pi_{11}$ ,  $\pi_{12}$  y  $\pi_{44}$ . Los coeficientes dominantes en silicio tipo  $n$  y tipo  $p$  son  $\pi_{11}$  y  $\pi_{44}$ , respectivamente. En las direcciones  $[110]$  los coeficientes piezorresistivos están dados por

$$\begin{aligned} \pi_{\parallel} &= \pi_{11} - \frac{1}{2}(\pi_{11} - \pi_{12} - \pi_{44}) \\ &= 40.5 \times 10^{-12} \text{ cm}^2/\text{dinas}, \end{aligned} \tag{4a}$$

$$\begin{aligned} \pi_{\perp} &= \pi_{12} + \frac{1}{2}(\pi_{11} - \pi_{12} - \pi_{44}) \\ &= 38.5 \times 10^{-12} \text{ cm}^2/\text{dinas}, \end{aligned} \tag{4b}$$

los cuales son valores a temperatura ambiente [10]. Algunos autores consideran que los coeficientes dados por la Ec. (4) son iguales en magnitud [11, 12],  $|\pi_{44}|/2$ , y representan la respuesta del sensor de la siguiente manera [10]:

$$v_d = V_{DD} \frac{\pi_{44}}{2} (\sigma_{\parallel} - \sigma_{\perp}), \tag{5}$$

la cual es una relación lineal válida para un amplio rango de presión, y en la que se asumió que se satisface la relación  $\sigma_{\parallel} = \sigma_{\perp}$ . La Ec. (5) es válida para aquella situación en la que el diafragma sólo tenga integrado un par de resistores en dirección  $\langle 110 \rangle$ , asumiendo que la superficie del diafragma tiene orientación  $(110)$ , y dos resistores más fuera de la zona



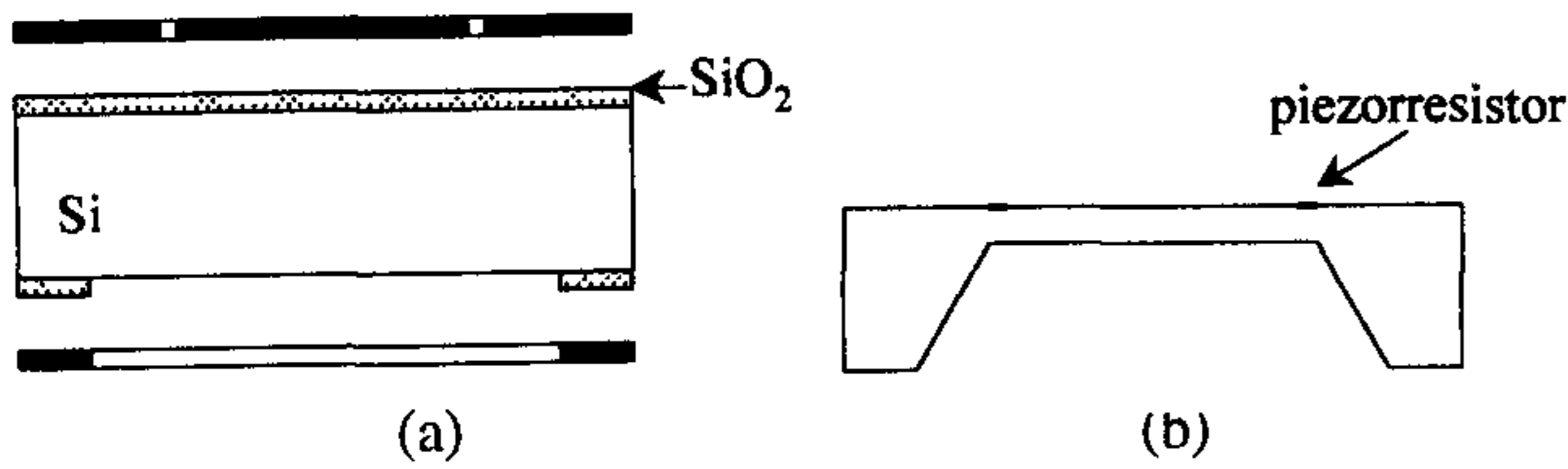


FIGURA 3. a) Alineación de mascarillas, b) ubicación correcta de piezoresistores.

del diafragma, los cuales no están sujetos a experimentar cambios resistivos. Es importante señalar que el diafragma presenta un límite natural a la presión que se aplica y que está en función del esfuerzo de rompimiento  $\sigma_r$ . Para silicio (100),  $\sigma_r = 3.6 \times 10^9$  dinas/cm<sup>2</sup>.

El valor de la resistencia típica de los piezoresistores es del orden de 2.5 k $\Omega$ , es decir, la baja impedancia de salida del puente resistivo permite que la señal generada sea utilizada sin necesidad de circuitería adicional. Sin embargo, se sabe que los piezoresistores integrados son sensibles a variaciones de temperatura. Esto significa que es adecuado contar con circuitos que eliminen los efectos debidos a variaciones térmicas cuando el transductor es usado en un rango amplio de temperaturas [11–14]. Por lo tanto, en la fabricación de esta clase de sensores se deben tener presentes dos condiciones fundamentales: 1) Debido a que primero se fabrican los piezoresistores y posteriormente se graba la parte posterior de la oblea (para la obtención del diafragma), se debe tener un exacto control de la velocidad de grabado para evitar que el ataque lateral sitúe a los piezoresistores en zonas de pobre sensibilidad a la presión; y 2) se debe de realizar una correcta alineación entre la mascarilla que contiene el patrón para grabar al silicio y la mascarilla que contiene el patrón para delinear el área del diafragma y la ubicación correspondiente de los piezoresistores. Esto evita errores de alineación y asegura que el puente piezoresistivo ocupe su posición de diseño (ver Fig. 3). Cuando no es posible satisfacer los puntos anteriores, se puede usar una estructura alternativa que es la idea presentada por S. Sugiyama *et al.* [15]. Este diseño se muestra esquemáticamente en la Fig. 4a, y se puede ver que la técnica de fabricación requiere de una película de material adecuado (denominado de sacrificio) que posteriormente será eliminado pero permitirá la construcción de un diafragma de Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>, el cual contendrá un puente de Wheatstone formado por resistores de polisilicio. La cavidad se forma cuando la solución de KOH penetra por el orificio de grabado, elimina selectivamente al polisilicio en todas direcciones y posteriormente remueve parte del cuerpo del silicio. La barrera de grabado en el substrato son las paredes perpendiculares a la dirección  $\langle 111 \rangle$ , de ahí que la cavidad tenga geometría piramidal. La Fig. 4b muestra la razón por la cual polisilicio es preferido como capa de sacrificio respecto a otros materiales.

## 2.2. Sensores de presión capacitivos

Un capacitor de placas paralelas como elemento sensor de presión usa un diafragma como placa móvil. Esto significa

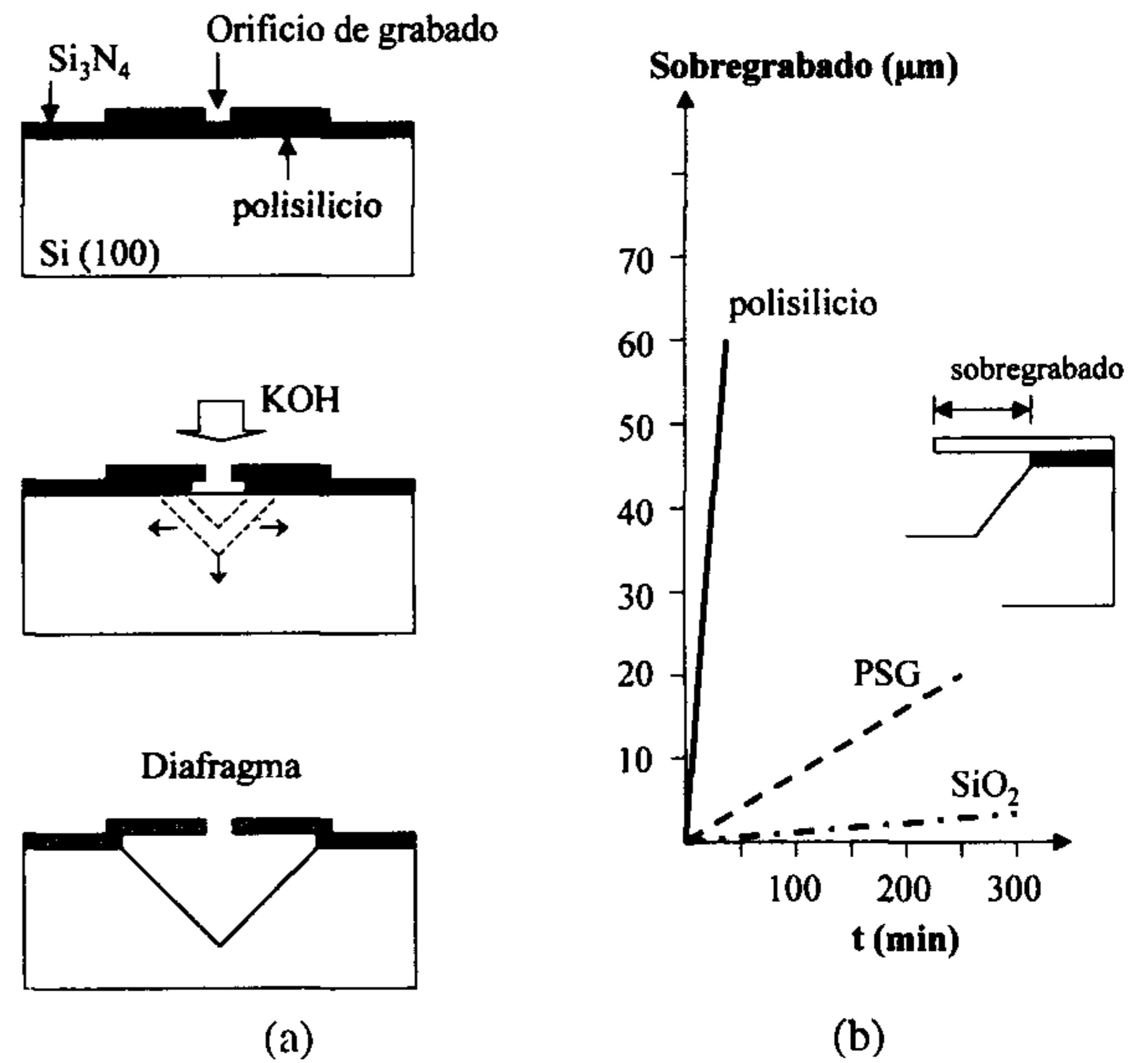


FIGURA 4. a) Representación de la formación de un diafragma de Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>, b) razón de grabado para diversos materiales en soluciones de KOH (35% en peso a 80°C) [15].

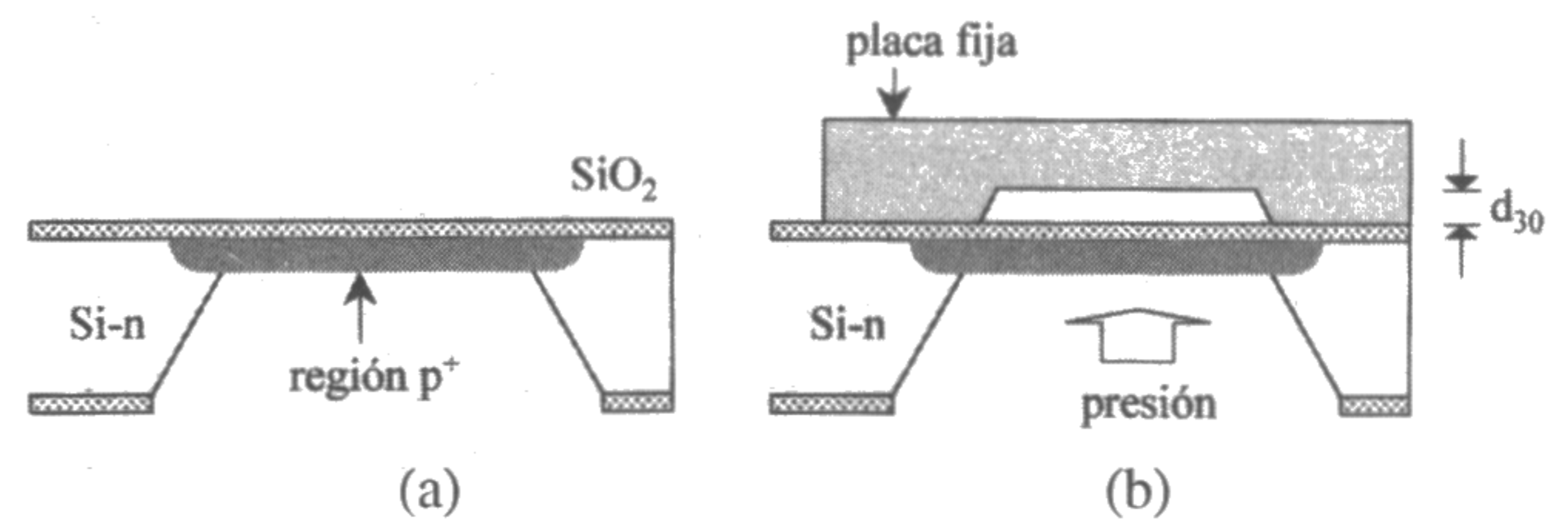


FIGURA 5. a) Diafragma p<sup>+</sup>, b) representación de un sensor de presión capacitivo.

que la variación en la capacitancia es una medida de la presión que se aplica. El sensor capacitivo presenta una pobre sensibilidad a variaciones de temperatura, debido a que sólo posee dos de los seis mecanismos de corrimiento en temperatura que dominan en los sensores piezoresistivos [16]. Además, presenta una sensibilidad a la presión del orden de 10 veces más que la que presenta su contraparte piezoresistiva [17]. Sin embargo, la principal desventaja de una estructura capacitiva es la no linealidad de su característica voltaje-presión.

La forma tradicional para implementar un diafragma de silicio es realizando una difusión de átomos aceptores en una región seleccionada en la superficie de un substrato de silicio. El límite natural de grabado (realizado por la parte posterior de la oblea) lo impone la alta concentración de impurezas [18]. De modo que al obtener un perfil plano de contaminante, la profundidad de unión, en primera aproximación, corresponde al grosor del diafragma (ver Fig. 5a). En la práctica, se sabe que para concentraciones mayores a  $1 \times 10^{19}$  átomos/cm<sup>2</sup> ocurre una notable reducción en la velocidad de grabado. A esos niveles de concentración (la separación entre átomos de boro es de 20–25 Å, se está muy cerca del límite de solubilidad ( $5 \times 10^{19}$  átomos/cm<sup>3</sup>) para



boro sustitucionalmente introducido en la red de silicio. Se cree que el fuerte enlace boro-silicio tiende a compactar la red rígidamente, provocando que la energía mínima para romper el enlace se incremente [1]. Por otro lado, la Fig. 5b muestra una representación del capacitor de placas paralelas de separación  $d_{30}$ . Para un diafragma de geometría circular sujeta por su circunferencia, la flexión  $W(r)$  que experimenta el diafragma, como consecuencia de una presión  $P$  aplicada, está dada por [13]

$$W(r) = \frac{PR_d^4}{64D_0} \left[ 1 - \left( \frac{r}{R_d} \right)^2 \right]^2, \quad (6)$$

donde  $R_d$  es el radio del diafragma,  $D_0$  la rigidez flexural,

$$D_0 = \frac{E_Y D^3}{12(1 - \nu^2)}, \quad (7)$$

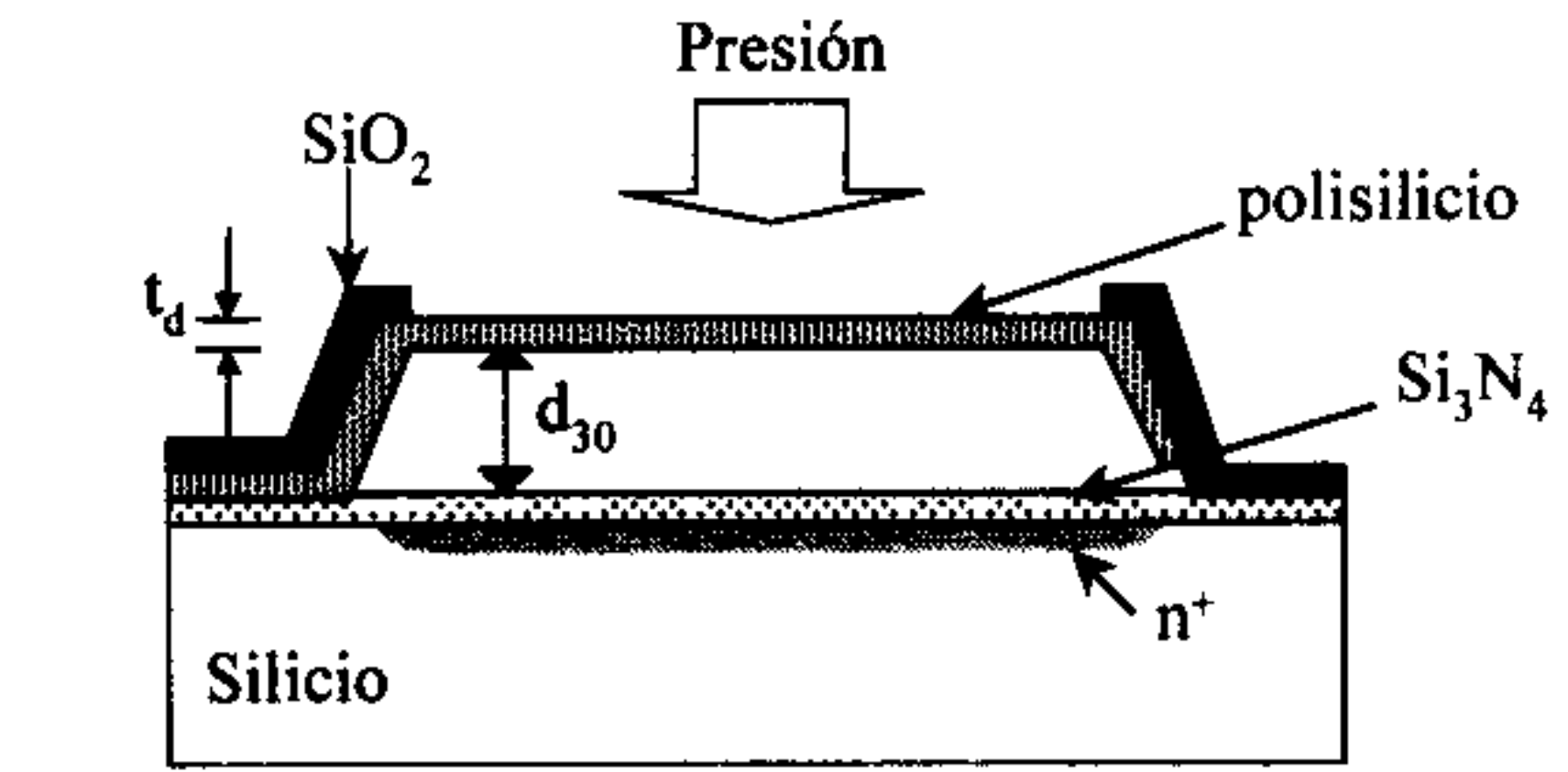
con  $E_Y$  el módulo de Young y  $\nu$  el valor de Poisson para silicio. Se puede ver que el centro del diafragma es la zona que experimenta la máxima flexión, denotada como  $W_{\max}$ , para  $P > 0$ . La variación de la capacitancia en función de la presión aplicada puede ser obtenida una vez que se resuelve la siguiente integral:

$$C(P) = \int_0^{2\pi} \int_0^R \frac{\epsilon_{\text{air}} r}{d_{30} - W(r)} dr d\Theta. \quad (8a)$$

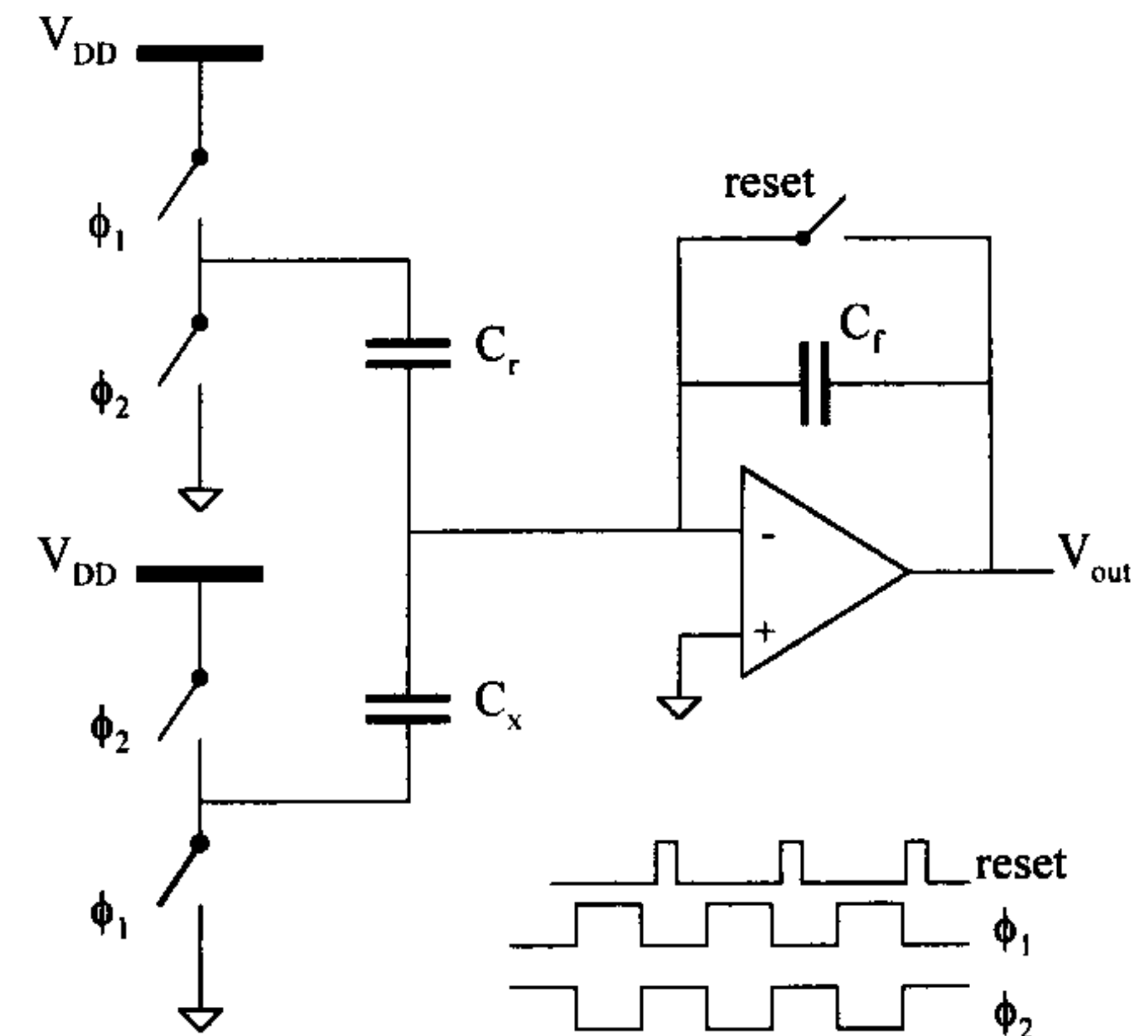
Aplicando técnicas conocidas de integración se puede demostrar que la variación de  $C(P)$  con la presión aplicada está dada por

$$C(P) = C_0 \frac{\tanh^{-1} \sqrt{\frac{W_0}{d_{30}}}}{\sqrt{\frac{W_0}{d_{30}}}}, \quad (8b)$$

donde  $C_0$  es la capacitancia para  $P = 0$ . Cabe señalar que si no se determina adecuadamente la separación de las placas del capacitor, éstas pueden crear una inestabilidad una vez que entren en contacto. Esta inestabilidad se corrobora a través de Ec. (8) cuando se evalúa para el valor  $W_{\max} = d_{30}$ . Al igual que en sensores piezorresistivos, existe la técnica de capa de sacrificio ( $\text{SiO}_2$ ) para formar un capacitor y eliminar la necesidad de usar técnicas de grabado para obtener la placa móvil. En la Fig. 6a se muestra en corte transversal el sensor de presión con diafragma de polisilicio y placa fija  $n^+$  [18]. En la práctica, la sensibilidad del sensor a la presión es mayor en un capacitor de geometría cuadrada que en uno de geometría circular:  $W_{\max, \text{cuadrada}} \approx 1.29W_{\max, \text{circular}}$ . Para la geometría cuadrada la longitud de cada una de los lados es  $2R_d$ . Este tipo de sensor requiere de circuitería que detecte las variaciones en capacitancia y que proporcione una señal que sea una medida de la presión que se aplica. Una posibilidad es usar un circuito oscilador, el cual generalmente no es útil para esta clase de sensor debido a las pequeñas variaciones en capacitancia que se presentan. Un puente de



(a)



(b)

FIGURA 6. a) Sensor de presión desarrollado mediante grabado superficial, b) circuito de detección.

excitación en corriente alterna es una alternativa viable, sin embargo requiere de componentes de calibración que hacen complicado el circuito. La técnica de capacitores conmutados por su principio de operación es la técnica de detección que regularmente se utiliza. La Fig. 6b muestra un circuito a capacitores conmutados, que tiene la característica de ser insensible a los efectos de las capacitancias parásitas [17, 19].

Se puede demostrar que si en el circuito de la Fig. 6b la ganancia, a muy baja frecuencia, del amplificador operacional es  $A_o$ , la respuesta del sistema está dada por

$$V_{\text{out}} = V_{DD} \frac{C_x - C_r}{C_F} \left[ 1 - \frac{1}{A_o} \left( \frac{C_r}{C_F} + 1 \right) \right], \quad (9)$$

donde  $C_r$  es un capacitor de referencia y  $C_x$  es el capacitor sensor. Resulta claro que es deseable que la ganancia  $A_o$  sea suficientemente alta para minimizar su efecto en la respuesta del circuito. Aún más, en sensores capacitivos el ruido que introduce el circuito de detección puede limitar la resolución del transductor, sobre todo si las dimensiones del diafragma son pequeñas [20]. Cuando es el caso, para realizar una adecuada detección se han propuesto circuitos a capacitores conmutados que eliminan los efectos debidos a ruido  $1/f$  [21], circuitos que linealizan la respuesta del sensor [22] y circuitos que incluyen conversión analógica-digital [23].

En un sistema de placas paralelas, donde la placa superior es el elemento sensible a la presión que se aplica, se asume que esta placa (o diafragma) está libre de estrés,  $\sigma_R$ . Sin embargo, para aquellas situaciones en las que el estrés no ha sido suficientemente eliminado, la expresión para determinar el



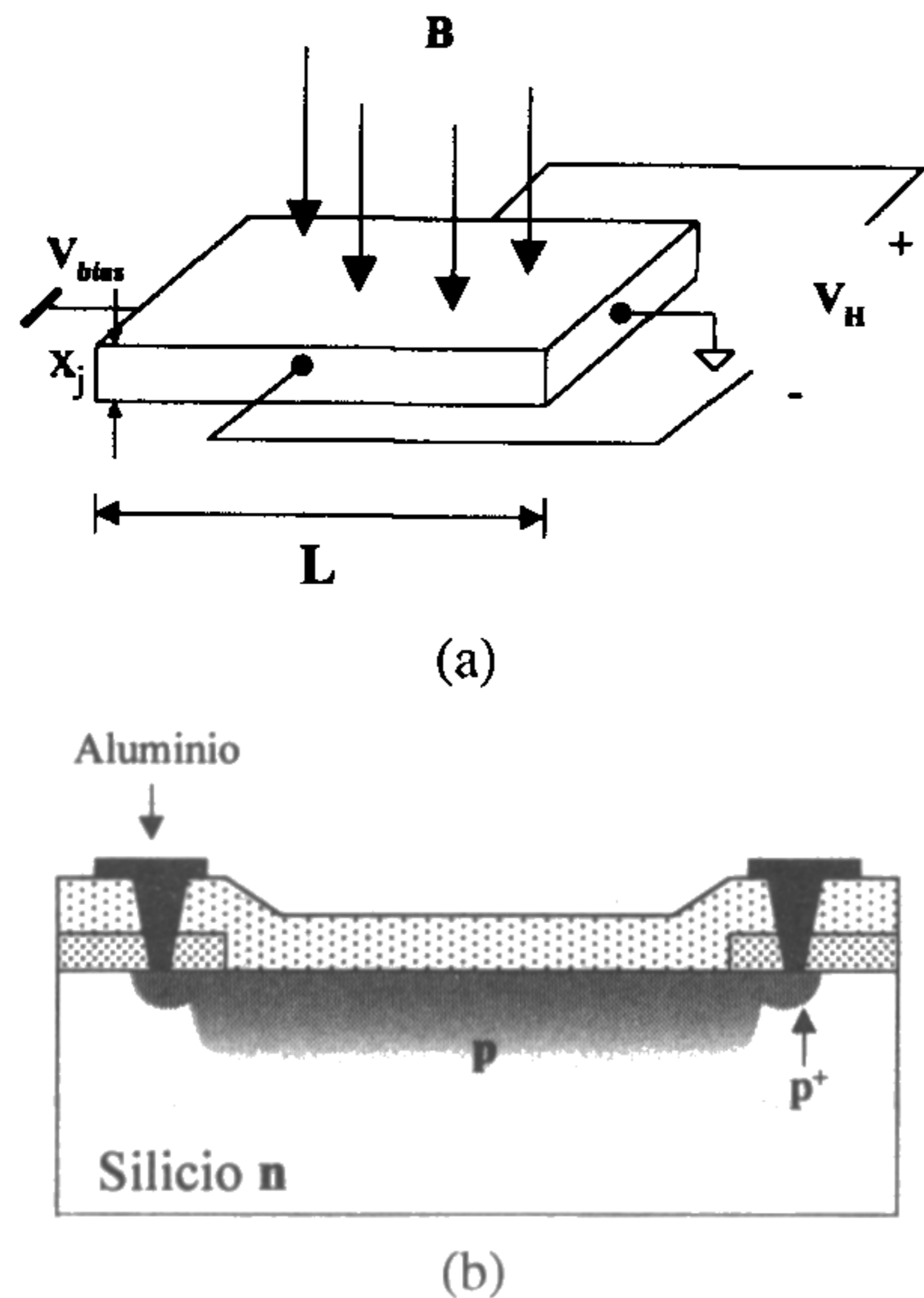


FIGURA 7. a) Sistema Hall, b) corte longitudinal de un sistema Hall en silicio.

valor de  $\omega_{\max}$  está dada por [24]

$$\frac{PR_d^4}{Et_d^4} = \frac{16\omega_{\max}}{3t_d^3(1-\nu^2)} + \frac{4R_d^2\sigma_R\omega_{\max}}{Et_d^3(1-\nu)}. \quad (10)$$

Para eliminar el estrés del diafragma procede la aplicación de tratamientos térmicos si la estructura sensora está basada en silicio policristalino (llamado usualmente *poly*) o bien, es prudente usar implantación de iones de boro cuando el diafragma es de nitruro de silicio. Para ello se deberá determinar la energía de implantación que permite que el máximo de concentración se ubique en la parte media del grosor de la película de nitruro.<sup>(c)</sup> Experimentalmente se ha encontrado que la presencia de una película de aluminio sobre el nitruro reduce de manera importante el estrés. Por lo que, si para polarizar el capacitor de placas paralelas se requiere de un electrodo, resulta doblemente importante el uso de una película de aluminio [25].

### 3. Transductores magnéticos

Este transductor convierte líneas de campo magnético en señal eléctrica. La Fig. 7a muestra la representación de un material semiconductor, donde los portadores de carga experimentan una fuerza en dirección perpendicular a las líneas de campo  $\vec{B}$  y a su trayectoria misma [26]. En estado estacionario, esta fuerza es equilibrada por un campo eléctrico transversal debido a que en esta condición de operación no puede existir un movimiento neto de portadores en tal dirección. El campo eléctrico que se genera es el conocido campo Hall. En procesos estándar de fabricación de CI la forma más simple de construir un elemento Hall es mediante difusión o implantación de iones de boro (ver Fig. 7b). Considerando que las obleas de fabricación son tipo *n*, la movilidad de huecos  $\mu_p$  implica una reducción en el valor del campo Hall

dado por [27]

$$V_H = V_{\text{BIAS}} B \mu_p \left( \frac{W}{L} \right) G, \quad (11)$$

donde  $W$  y  $L$  son el ancho y largo de la muestra, y  $G$  es un factor de corrección geométrico con valor entre 0 y 1 [28]. Si bien es cierto que la movilidad de huecos no es la de más alto valor, a temperaturas estándar de uso, una de las aplicaciones más simples de este transductor integrado es como interruptor.<sup>(d)</sup> Por ejemplo, la presencia de un campo magnético genera una señal eléctrica (susceptible de ser amplificada) que se puede interpretar como un estado lógico alto, mientras que la ausencia de  $\vec{B}$  corresponde a un estado lógico bajo, ya que ese campo no genera una señal de interés. En la práctica, esta última aseveración no resulta del todo cierta debido a la existencia de un voltaje *offset*, que se atribuye a pequeñas variaciones en la alineación de las mascarillas de fabricación, a fluctuaciones en las características del material semiconductor y a efectos piezorresistivos [29]. Sin embargo, con una adecuada caracterización del voltaje *offset* a la temperatura de trabajo del sensor es posible implementar circuitos de control y de detección a nivel TTL [30].

#### 3.1. Sensores magnéticos MOS

Una estructura MOS es un excelente sensor de campo magnético. Cuando el potencial  $V_G$  aplicado a la compuerta del transistor MOS alcanza el valor de encendido  $V_{tp}$ , la región de inversión puede ser usada como una muy delgada estructura Hall. Desde el punto de vista de fabricación de la estructura sensora, sólo es necesario desarrollar, aparte de las regiones de fuente y drenaje, un par de regiones más para la medición de  $V_H$ . Se puede demostrar que el voltaje Hall en función de la corriente de polarización  $I$  (ver Fig. 7a) está dada por

$$V_H = \frac{r_p}{qp x_j} GBI, \quad (12)$$

donde  $r_p$  es el parámetro de dispersión para huecos,  $p$  la concentración de huecos y  $x_j$  el grosor de la muestra [27]. Luego, si la densidad de carga eléctrica en el canal de conducción se asume constante,  $Q_{ch} = C_{ox}(V_G - V_{tp})$ , entonces el voltaje Hall se puede representar por el siguiente modelo:

$$V_H = \frac{r_p}{C_{ox}(V_G - V_{tp})} GBI, \quad (13)$$

donde  $C_{ox}$  es la capacitancia del óxido de compuerta. Desde el punto de vista práctico, la no idealidad que introduce la polarización limita la operación de la estructura MOS a voltajes de drenaje pequeños y corrientes pequeñas. Para incrementar tales parámetros se puede usar el denominado *MOSFET de separación de drenajes*. Usando dos regiones de drenaje, éstas comparten la corriente del transistor  $I_D$ , sin embargo, al aplicar un campo magnético perpendicular a la dirección de  $I_D$  los portadores de carga experimentan una flexión que produce corrientes asimétricas en las regiones de drenaje  $D_1$  y  $D_2$  (ver Fig. 8a), las cuales pueden ser procesadas de ma-



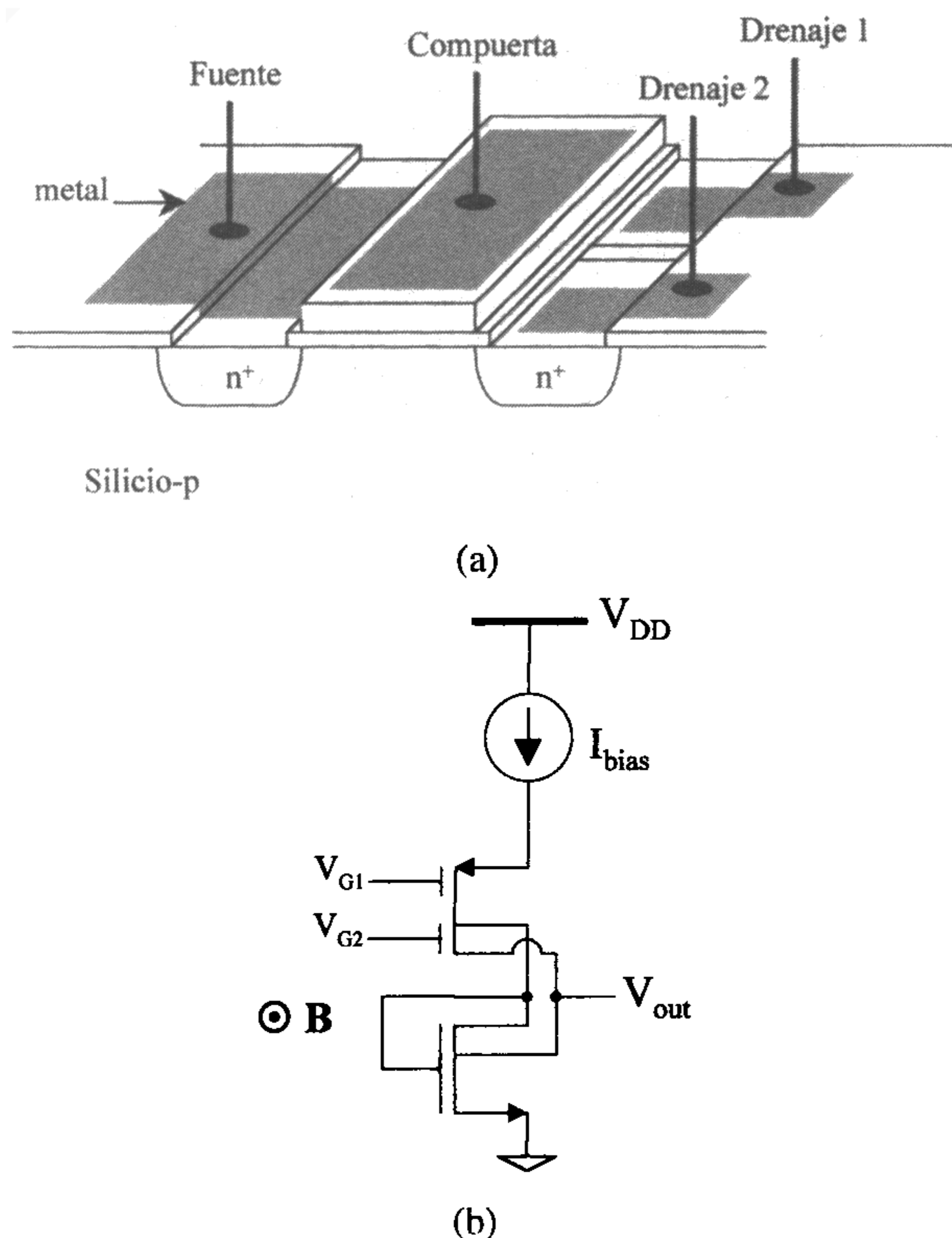


FIGURA 8. a) Sensor magnético MOS con separación de drenajes, b) implementación CMOS.

nera adecuada para cuantificar la intensidad de  $\vec{B}$ . La técnica de separación de drenajes puede ser implementada de manera simple en tecnología CMOS. En este diseño (ver Fig. 8b), el drenaje que experimenta un incremento en corriente se conecta al drenaje con menor corriente del transistor complementario y viceversa. Esta metodología de diseño tiene la característica de tener muy pobre asimetría en las corrientes y permite que la excursión de la señal de salida sea grande. En resumen, este circuito realiza detección de campos magnéticos, presenta control del punto de operación, realiza conversión diferencial a terminación simple y proporciona ganancia [31].

Una enorme gama de nuevas estructuras (arreglo de transductores magnéticos, drenajes múltiples, etc.) han sido reportados y muestran la diversidad de aplicaciones de esta clase de transductores [32–35]. Sin embargo, no sólo a nivel de circuito los sensores de campo magnético son importantes. Con estos elementos se puede determinar la movilidad de portadores [36], mecanismos de transporte en materiales refractarios [37] y propiedades magnéticas en materiales sometidos a esfuerzo mecánico [38], etc. Además, si bien es cierto que el silicio no es un material de gran sensibilidad magnética, ofrece una tecnología de fabricación de dispositivos sensores y circuitería de control integrados, cuya producción es factible de lograr a gran escala y bajo costo. Pero la aparente baja sensibilidad magnética del silicio es cierta a temperaturas típicas de operación (detección de campos de 3.5 mT a 300 K), porque para aplicaciones criogénicas (77 K) la de-

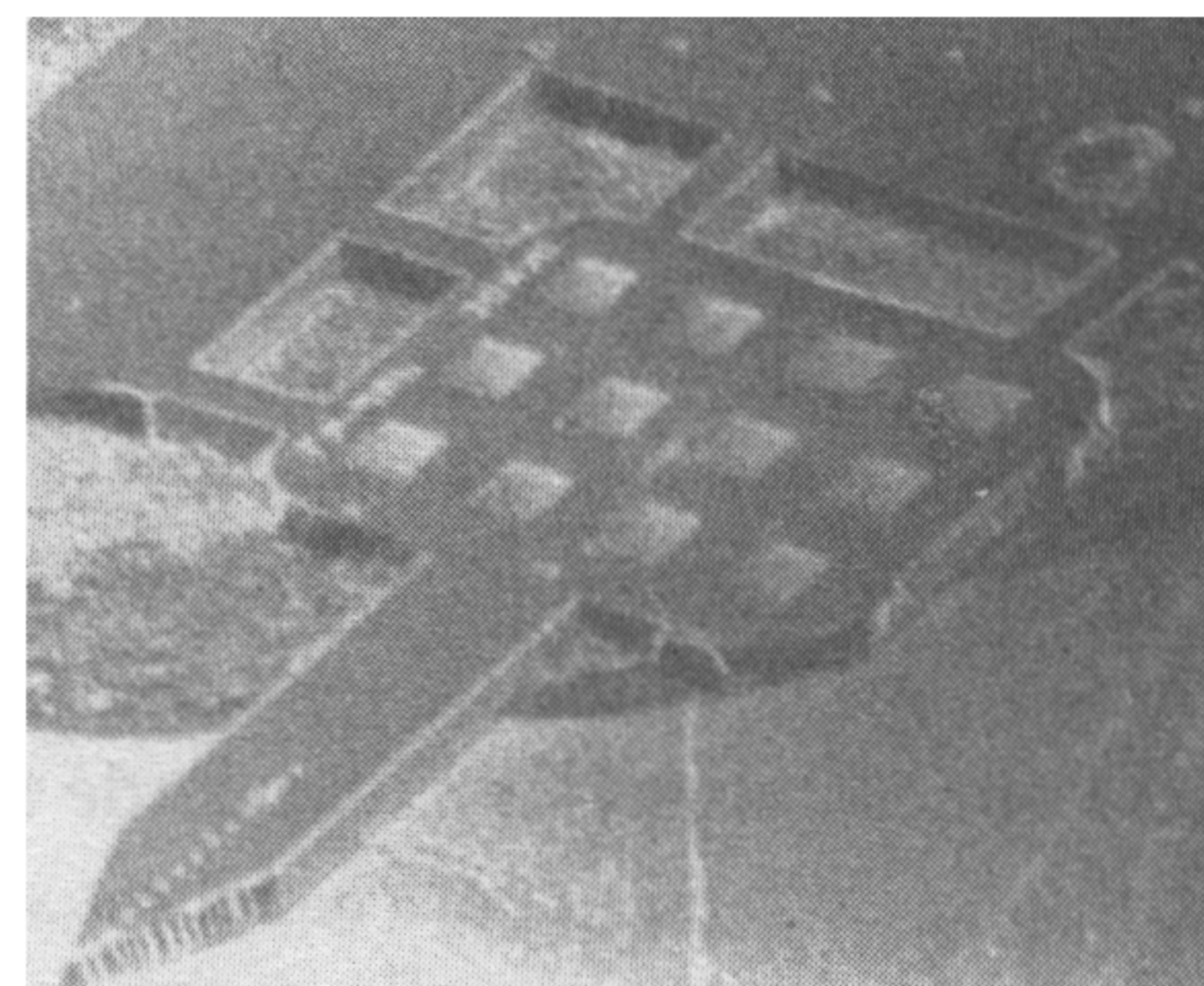


FIGURA 9. Micropunta de silicio con 12 áreas sensoras.

tección de campos magnéticos está en el orden de  $100 \mu\text{T}$  [39, 40]. Por lo tanto, en vista de las ventajas que ofrece la tecnología del silicio, ésta es en la actualidad la elección adecuada para el desarrollo de dispositivos sensores de campo magnético.<sup>(e)</sup>

#### 4. Sensor de impulsos nerviosos

Micropunta es la manera abreviada para designar a un *multi-microelectrodo de película delgada* [41], el cual es un dispositivo que se obtiene mediante técnicas de micromaquinado del silicio. Se aplica para el registro de la actividad eléctrica de las células nerviosas en el sistema nervioso central y periférico, y para su estimulación eléctrica (ver Fig. 9). Esta última, consiste en generar una actividad neuronal artificial para superar la pérdida de funciones de pacientes paralizados, inconscientes o con deficiencias sensoriales. En particular, la estimulación eléctrica del sistema nervioso ha sido usada en un intento por tratar desórdenes de locomoción, enfermedades vasculares periféricas, epilepsia, parálisis cerebral y dolores crónicos [42]. Por su aplicación, la estimulación eléctrica es conocida como estimulación funcional eléctrica (EFE), y cuando la EFE está restringida a la estimulación del sistema neuromuscular a menudo es llamada estimulación funcional neuronal (EFN).

Una micropunta consiste de un trampolín obtenido mediante el grabado de un sustrato de silicio usando algún grabante anisótropo (KOH, NaOH, TMAH, etc.). A lo largo del trampolín se definen electrodos, los cuales son de reducida dimensión e implementados con metales que resistan los efectos del ambiente severo en el que son insertados. Usualmente las micropuntas están sustentadas por un área portadora de grandes dimensiones, en la que se integran los *pads*<sup>(f)</sup> de salida y alternativamente se incluyen circuitos de amplificación o de procesamiento de señales. Si se define la longitud de la micropunta desde la base (o área portadora) hasta el extremo libre, entonces es posible fabricar un piezorresistor (o varios) en la zona cercana a la base y detectar, mediante cambios resistivos, el esfuerzo mecánico que experimenta la micropunta durante la inserción y el esfuerzo al que es sometido por el entorno biológico. Debido a que el silicio es biocompatible, es básico optimizar las dimensiones de la micropunta para que su tamaño no permita su interpretación como ente



biológico extraño y sea motivo de rechazo. Aún así, se sabe que la actividad biológica desplaza la micropunta de su posición original y es a través de cambio resistivos como se puede determinar la magnitud de las fuerzas que originan tal desplazamiento. En la práctica, las dimensiones de las áreas sensibles y las restricciones de la tecnología determinan el largo y ancho del trampolín. Sin embargo, es importante señalar que el grosor de la micropunta debe ser acorde a las dimensiones de la longitud y del ancho para asegurar su integridad mecánica durante la inserción. Para ello, y concluida la inserción, el arreglo de los electrodos debe quedar perpendicular a la dirección longitudinal de las fibras nerviosas con el plano de las áreas sensibles paralelo a esa dirección, a fin de reducir el daño al tejido y obtener registros adecuados de los impulsos nerviosos.

En sus inicios los electrodos eran alambres metálicos finos cuyo extremo era afilado a fin de proporcionar una punta suficientemente pequeña. Después, el electrodo era eléctricamente aislado con un recubrimiento de plástico, con excepción de la única área de registro [43]. Posteriormente, se desarrollaron cilindros de vidrio estirados térmicamente hasta obtener pipetas de pocas micras de diámetro. En este sistema los electrodos (denominados de contacto) se colocan en el extremo robusto de la pipeta, y ésta se llena de un fluido electrolítico que sirve como conductor y permite el transporte de iones de la solución para el registro de la actividad eléctrica en tejidos [44]. Con el establecimiento de tecnologías de fabricación de CI se desarrollaron microelectrodos de película delgada, y una vez establecidas las técnicas de micromaquinado se usó la implantación iónica como proceso para determinar la geometría y dimensiones de los primeros microelectrodos basados en silicio. Sin embargo, los microelectrodos resultantes sufren de enorme esfuerzo mecánico debido a las altas concentraciones de impurezas requeridas ( $> 10^{19}$  átomos/cm<sup>3</sup>), y los circuitos electrónicos de procesamiento no pueden ser integrados sobre la base del microelectrodo [45]. Sin embargo, hoy en día es posible desarrollar microelectrodos compatibles con tecnología CMOS. La estructura que se muestra en la Fig. 9 muestra una amplia zona de soporte,<sup>(g)</sup> la cual es adecuada para situar doce *pads* que comunican a igual número de áreas sensoras [46]. Esta clase de microelectrodo es cubierto con una película de nitruro de silicio, excepto las zonas de registro ( $20 \times 20 \mu\text{m}^2$ ). Estas últimas se desarrollan mediante evaporación y fotolitografía de titanio (Fig. 10), aunque algunos autores usan oro a pesar de que este metal es polarizable, es decir, actúa como capacitor y tiende a exhibir potenciales variables de corriente directa. Otros más usan plata, ya que no son 100% polarizables, pero este metal no sólo actúa como una resistencia sino que además no es 100% biocompatible como lo es el oro.

## 5. Conclusiones

Una de las invenciones más importantes del siglo XX fue el *transistor*. Este dispositivo dio la pauta para el posterior desarrollo de procesos de fabricación de dispositivos semiconduc-

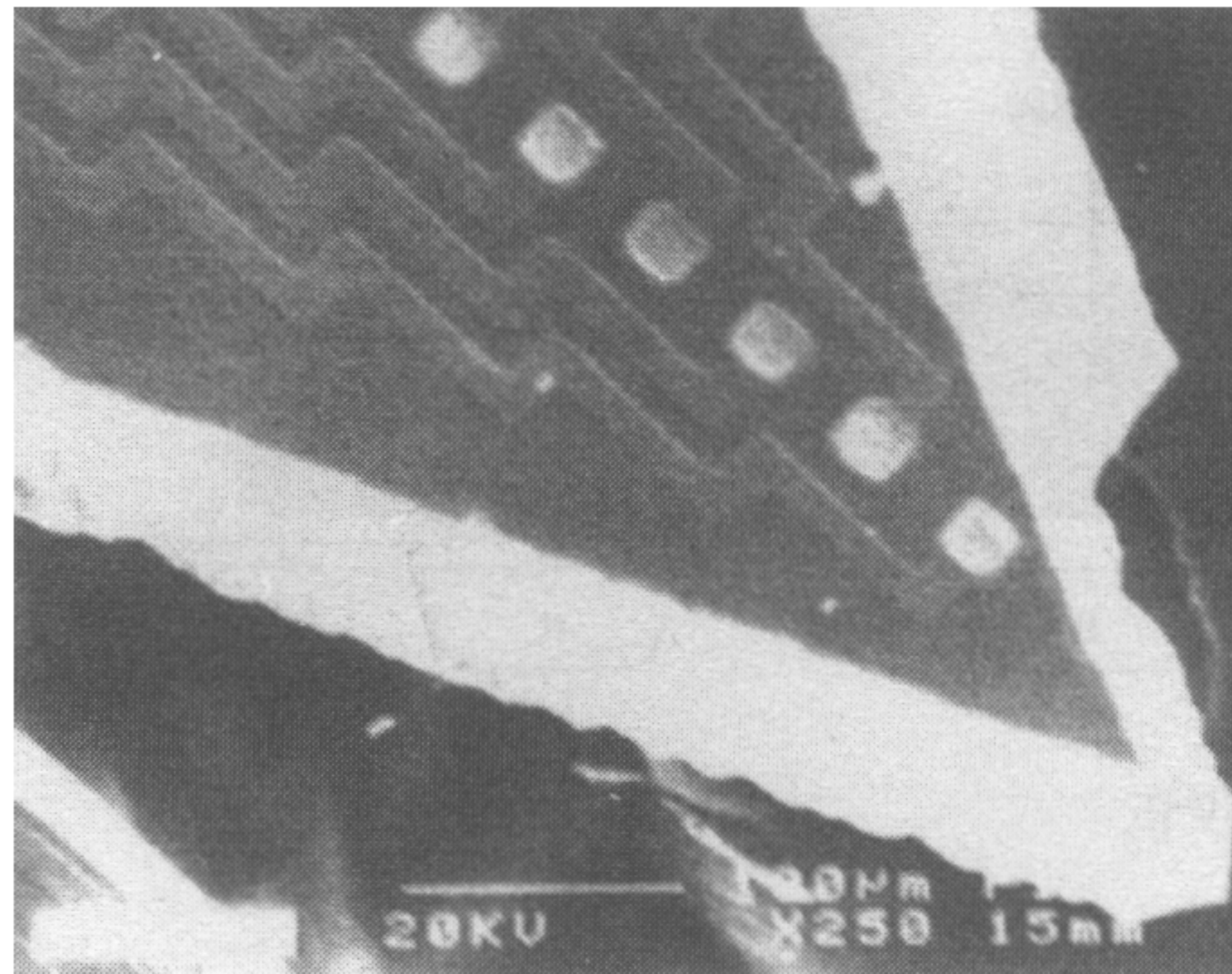


FIGURA 10. Acercamiento de una micropunta de silicio. Las zonas blancas en la periferia es nitruro de silicio.

tores y circuitos integrados (MOS, bipolar, BiCMOS). Tanto el silicio como el germanio son, sin lugar a dudas, los materiales semiconductores más estudiados. Sin embargo, existen diversos parámetros de comparación entre ellos que permiten usar el silicio como sustrato de procesamiento, sin olvidar que esta selección está fijada por el desarrollo de circuitos y sistemas orientados a determinadas aplicaciones. Cuando las capacidades electrónicas del silicio están fuera de esas posibilidades, los diseñadores optan por usar semiconductores compuestos. Hoy en día existen desarrollos basados en silicio, que en el pasado reciente eran sólo competencia de materiales como el GaAs. A la par de este desarrollo, hay una tendencia para desarrollar sistemas completamente integrados. Los televisores modernos, la telefonía celular, los dispositivos de corrección auditiva y sistemas de monitoreo neuronal son ejemplos de sistemas que no sólo incluyen circuitos de procesamiento sino también contienen sensores. Lo más asombroso es que el diseñador ha podido explotar y aprovechar las propiedades sensoras del silicio sin que esto implique un costo elevado en la fabricación de esta clase de sistemas.

Como lo muestra la Tabla I, existen otras propiedades del silicio que no se han discutido en el presente artículo. Las propiedades ópticas y químicas del silicio y sus aplicaciones requieren de un espacio que no es posible contemplar en el presente documento, pero que serán descritas en una futura publicación debido al enorme desarrollo que han tenido en diversos laboratorios de investigación en México. Sin embargo, es prudente mencionar que aun cuando el silicio no era usado como detector de infrarrojo (IR), hoy en día es posible desarrollar fotodetectores compatibles con tecnología CMOS. Para este propósito, el uso de aleaciones silicio-germanio hidrogenado es fundamental para obtener un alto coeficiente de absorción [47]. Además, se sabe que para entonar un fotodetector a una longitud de onda de interés sólo se debe ajustar el contenido de Ge en la región de absorción [48].

Todos los transductores aquí expuestos han sido y siguen siendo desarrollados en las instalaciones del INAOE (Tonantzintla, Puebla, México). La revisión que se presenta es consecuencia de la experiencia adquirida por el autor en el Laboratorio de Microelectrónica del INAOE.



- (a) En el INAOE (Tonantzintla, Pue.) se han usado soluciones de KOH, 44% en peso a 55°C, y se ha obtenido una razón de grabado para silicio de 0.129  $\mu\text{m}$  para el plano (100).
- (b) El centro geométrico del diafragma es el punto de referencia a partir del cual se mide el esfuerzo mecánico a lo largo y ancho del diafragma.
- (c) De experimentos previos realizados en el INAOE, se determinó una energía de implantación de 65 keV para películas de nitruro de silicio (Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>) del orden de 180 nm de grosor.
- (d) Esta clase de sensor se realizó en el Lab. de Microelectrónica del INAOE en colaboración con la Sección de Bioelectrónica del CINVESTAV.
- (e) La detección de campos magnéticos, usando una estructura MOS, para aplicaciones criogénicas es en la actualidad un proyecto de investigación desarrollado por el M.C. Pedro J. García en el INAOE.
- (f) Area conductora de gran dimensión, usualmente aluminio, útil para polarizar un sistema, medir un parámetro de interés y/o para aplicar al sistema bajo análisis una señal de interés.
- (g) El desarrollo de microelectrodos de silicio se inició como un ejercicio académico en un curso de Micromaquinado, impartido por el autor en el INAOE (1996).
1. K.E. Petersen, *Proc. of IEEE* **70** (1982) 420.
  2. M.R. Haskard, *J. Phys. E: Sci. Instrum.* **19** (1986) 891.
  3. S.D. Senturia, *IEEE Circuits and Devices* (1990) 20.
  4. W.H. Ko, *Rec. of the IEEE Int. Electron Devices Meeting* (1985) 112.
  5. H. Seidel, *Rec. of the 4th Int. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators* (1987).
  6. C.S. Smith, *Phys. Rev.* **94** (1954) 42.
  7. O.N. Tufte and E.L. Stelzer, *J. Appl. Phys.* **34** (1963) 313.
  8. W.G. Pfann and R.N. Thurston, *J. Appl. Phys.* **32** (1961) 2008.
  9. M. Aceves-Mijares y F. Sandoval-Ibarra, *Rev. Mex. Fís.* **40** (1994) 533.
  10. S.K. Clark and K.D. Wise, *Trans. Electron Devices* **ED-26** (1979) 1887.
  11. H. Tanigawa, T. Ishihara, M. Hirata and K. Suzuki, *IEEE Trans. Electron Devices* **ED-32** (1985) 1191.
  12. W. Hsiung Ko, J. Hyneck, and S.F. Boettcher, *IEEE Trans. Electron Devices* **ED-26** (1979) 1896.
  13. W.H. Ko, M.H. Bao, and Y.D. Hong, *IEEE Trans. Electron Devices* **ED-29** (1982) 48.
  14. Pressure Sensors, Motorola Inc., *Rev.* **3**, (U.S.A., 1988).
  15. S. Sugiyama *et al.*, *Rec. of the IEEE Int. Electron Devices Meeting* (1986) 184.
  16. Yong S. Lee and Kensall D. Wise, *IEEE Trans. Electron Devices* **ED-29** (1982) 42.
  17. Y.E. Park and K.D. Wise, *Rec. of the IEEE Custom IC Conf.* (1983) 380.
  18. M. Kandler, Y. Manoli, E. Spiegel, and H. Vogt, *J. Micromech. Microeng.* **2** (1992) 199.
  19. K.J. Chun and K.D. Wise, *Rec. of the 3rd Int. Conf. on Solid-State Sensors and Actuators* (1985) 22.
  20. Jin Ji *et al.*, *IEEE Trans. Electron Devices* **39** (1992) 2260.
  21. B.K. Marlow, D.C. Greager, R. Kemp, and M.B. Moore, *Electronics Letters* **29** (1993) 1844.
  22. M. Yamada, T. Takebayashi, S.I. Notoyama, and K. Watanabe, *IEEE Trans. Instrum. Meas.* **41** (1992) 81.
  23. K. Watanabe and Won-Sup Chung, *IEEE Trans. Instrum. Meas.* **IM-35** (1986) 81.
  24. F. Sandoval-Ibarra, Tesis Doctoral, INAOE Tonantzintla, Pue., México, 1998.
  25. F. Sandoval-Ibarra, J. Esteve, and E. Gutiérrez-Domínguez, *J. of Instrumentation and Development* **4** (2000) 3.
  26. W. Calleja, F. Sandoval, I. Fuentes y M. Landa, *Memoria Técnica CONIELECOM UDLA'92*, (Cholula Pue., 1992) 6.1.
  27. H.P. Baltes and R.S. Popovic, *Proc. IEEE* **74** (1986) 1107.
  28. J. Hoesler and H.J. Lippmann, *Solid-State Electron.* **11** (1968) 173.
  29. Y. Kanda *et al.*, *IEEE Trans. Electron Devices* **ED-29** (1982) 151.
  30. F. Sandoval *et al.*, *Memoria Técnica ELECTRO 92*, (Chihuahua Chih., 1992) 567.
  31. R.S. Popovic and H.P. Baltes, *IEEE J. of Solid State Circuits* **SC-18** (1983) 426.
  32. S. Foner, *IEEE Trans. Magn.* **MAG17** (1981) 3358.
  33. A.W. Vinal, *IEEE Trans. Magn.* **MAG20** (1984) 661.
  34. G.L. Romani, S.J. Williamson, and Kacifman, *Rev. Sci. Instrum.* **53** (1982) 1815.
  35. F.J. Kub and C.S. Scott, *Int. Electron Devices Meeting* (1992) 517.
  36. M.J. Howes, *Rev. Sci. Instrum.* **44** (1973) 1223.
  37. C. Wood *et al.*, *Rev. Sci. Instrum.* **55** (1984) 110.
  38. D.C. Jiles *et al.*, *Rev. Sci. Instrum.* **55** (1984) 1843.
  39. E.A. Gutierrez-D. *et al.*, *IEEE ESSDERC 98 Conference*, Bordeaux, France, (1998) 188.
  40. P.J. Garcia-R., E.A. Gutierrez-D., and R. S. Murphy-A., *Proc. of the 5th International Symposium on Low Temperature Electronics-The Electrochemical Society*, Honolulu, Hawaii, (1999)
  41. K.D. Wise, J.B. Angell, and A. Starr, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering* **17** (1970) 238.
  42. J.E. Aragón-Puerto, Tesis Maestría, INAOE Tonantzintla, Pue., México, 1997.
  43. J.E. Letechipia, P. Hunter Peckham, M. Gazdik, and B. Smith, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering* **38** (1991) 707.
  44. M. Saburi, M. Yamada, and Y. Shigematsu, *IEEE Trans. on Biomedical Engineering* **39** (1992) 656.
  45. D.J. Banks, Ph.D. Thesis, University of Surrey, England, 1994.
  46. J.E. Aragón-Puerto, W. Calleja-Arriaga, and F. Sandoval-Ibarra, *Proc. of the 12th European Conference on Solid State Transducers EUROSENSORS, Southampton* **1** (1998) 63.
  47. C. Zúñiga-Islas, Tesis Maestría, INAOE Tonantzintla, Pue., México, 1997.
  48. A. Torres-Jácome, Tesis Doctoral, INAOE Tonantzintla Pue., México, 1997.