

Universitat de Barcelona
Facultat de Física
Departament de Física Aplicada i Electrònica

**OPTIMIZACIÓN DE SENSORES DE PRESIÓN
PIEZORRESISTIVOS DE SILICIO PARA
INSTRUMENTACIÓN BIOMÉDICA Y APLICACIONES A
ALTA TEMPERATURA**

Santiago MARCO COLÁS

Memoria presentada para optar
al grado de doctor en Ciencias Físicas

Barcelona, julio de 1993

**Capítulo V:
Fabricación y caracterización
de sensores de presión
de alta sensibilidad y baja no-linealidad**

V.1. Aplicaciones biomédicas: medida invasiva de la presión cardiovascular

V.1.1 Introducción:

La medida invasiva de la presión sanguínea en el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares impone severas restricciones en el diseño de los sensores de presión. Su tamaño, sensibilidad y no-linealidad son parámetros críticos que deben ser optimizados en relación a un sensor convencional. Estas tres características han podido conjugarse gracias a la utilización de diafragmas de grosor no-uniforme, basándonos en la tecnología del paro electroquímico.

Para la medida invasiva de la presión sanguínea es común utilizar un catéter. Éste es esencialmente un tubo largo de reducido diámetro que se introduce en el corazón a través de una vena o arteria. Los catéteres tienen diversos usos: además de permitir la medida de la presión sanguínea en el sistema cardiovascular, se utilizan también para extraer muestras sanguíneas del corazón, para la distribución de drogas vasoactivas en el corazón o para la inyección de sustancias radio-opacas en estudios del flujo sanguíneo.

Los catéteres se emplean también para el tratamiento de oclusiones en la arteria coronaria. Para ello un catéter de dilatación se introduce por la arteria femoral en la ingle, avanza por la aorta y a través del orificio de la arteria coronaria se sitúa finalmente en la obstrucción. En la punta del mismo se encuentra un micro-globo que puede inflarse externamente aumentando la presión hasta 4 atm. La expansión del globo aumenta el diámetro de la arteria. El proceso se repite varias veces hasta que se consigue una mejora aceptable del flujo sanguíneo. El proceso es relativamente simple y evita la necesidad de operaciones a corazón abierto.

El correcto uso de esta técnica implica la monitorización del proceso de caterización in-situ, donde una de las variables de control de mayor interés es la presión sanguínea. Actualmente, su medida se consigue mediante un segundo catéter integrado en el catéter de dilatación que comunica la sangre con un transductor de presión externo. Este procedimiento presenta serios inconvenientes¹:

- 1) Se produce una considerable distorsión de la forma de onda de la presión debido a la respuesta en frecuencia del catéter lleno de fluido (figura 1) produciéndose errores de 10 a 30 mmHg en la lectura de las presiones sistólica y diastólica.
- 2) Se produce un fenómeno de reflexión de las ondas de presión a lo largo del catéter.

Estos problemas pueden evitarse utilizando un sensor de presión montado en el extremo de un catéter que se introduce en el cuerpo humano para realizar una medida local de la presión. De esta manera se evita utilizar la transmisión de la presión por catéter.

Para un correcto diseño del sensor, las especificaciones iniciales del mismo deben fijarse de acuerdo con las características del sistema cardiovascular. Por ejemplo, el diámetro de la arteria coronaria se sitúa entre 1 y 4 mm según edades e individuos. Por ello, el catéter debe tener el menor diámetro posible.

También es necesario examinar con detalle la evolución de la presión y el flujo en las arterias coronaria y aorta (figura 2). La mayor presión sanguínea se produce en el ventrículo izquierdo y en la aorta donde se producen presiones típicas entre 120 y 80 mmHg (sistólica/diastólica). Sin embargo, presiones sanguíneas superiores a 200 mmHg pueden producirse en pacientes con enfermedades cardiovasculares. Todo ello impone un rango de operación entre 0 y 300 mmHg (de 0 a 400 mbars), con un error debido a la no-linealidad inferior a 1.5 mmHg (0.5 % sobre el fondo de escala). Para una correcta descripción de las variaciones de presión durante el ciclo cardíaco es necesario un ancho de banda del orden de 100Hz, lo que permite registrar un número suficiente de armónicos de la señal.

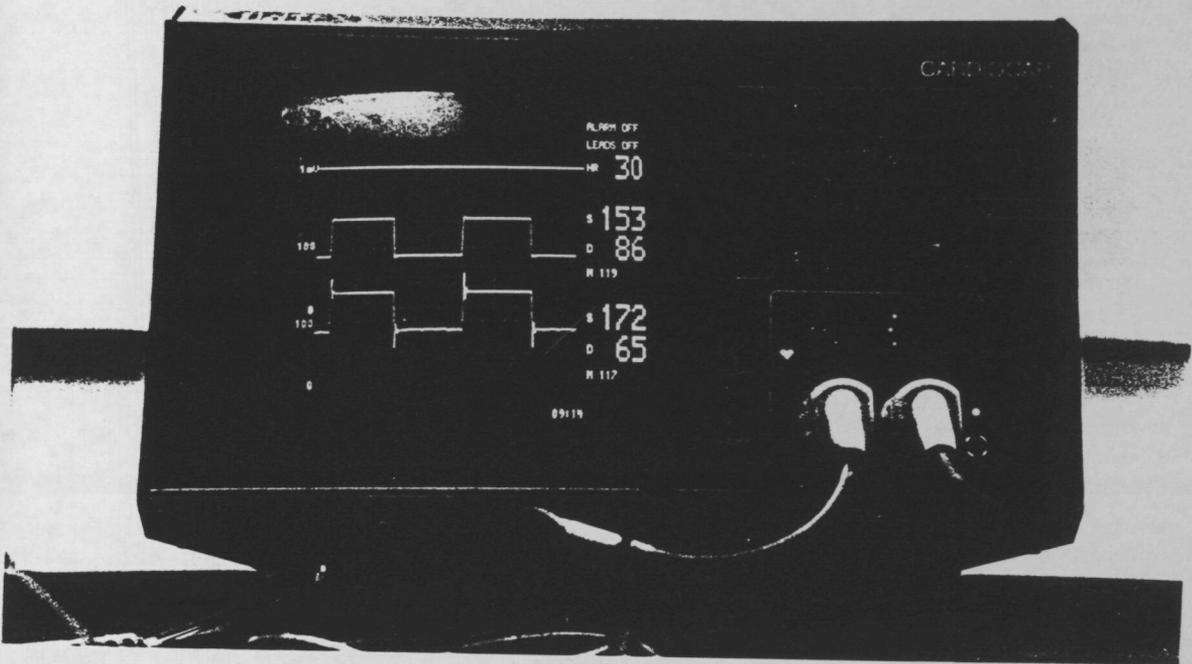


Fig. 1 Respuesta a una onda cuadrada: conexión directa: trazo superior, a través de un catéter: trazo inferior. (Cortesía LEVENTON S.A.).

V.1.2 El problema del encapsulado

Las aplicaciones biomédicas de los sensores de presión imponen sobre éstos estrictas condiciones para asegurar la seguridad del paciente^{2,3}. Las restricciones inciden directamente sobre el encapsulado del dispositivo y en la misma operatividad del transductor en sí.

Es absolutamente imprescindible que los materiales utilizados sean biocompatibles. En particular no deben ser tóxicos, ni ocasionar respuestas del sistema inmunológico. Si, además, se sitúan en el flujo sanguíneo no deben ser trombogénicos. En su conjunto, el encapsulado debe ser estable a nivel mecánico y químicamente inerte en el ambiente fisiológico en el cual deba operar el sensor⁴. Esta condición es tanto más restrictiva cuanto mayor deba ser el tiempo de permanencia del dispositivo en el interior del organismo. También aparecen severas restricciones en el tamaño del dispositivo. Las máximas dimensiones laterales aceptables para su incorporación a catéteres se limitan a 2-3 mm, lo que supone en ocasiones un margen de solo decenas de micras para los materiales del

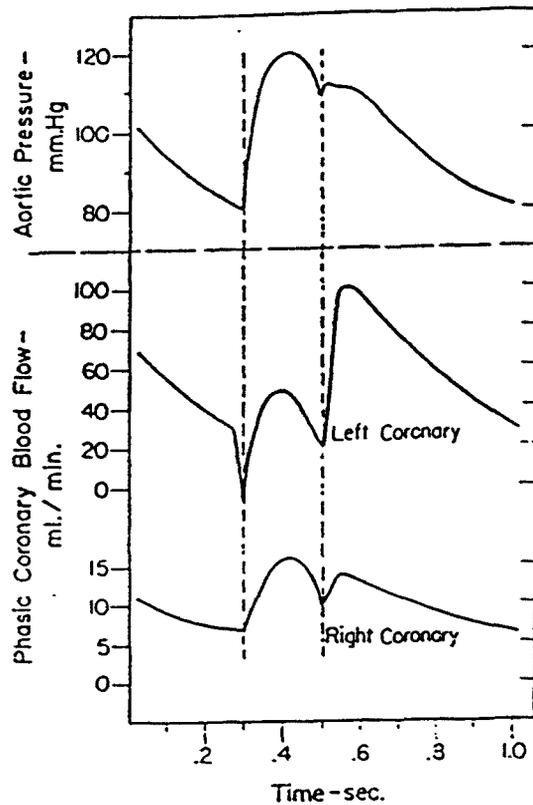


Fig. 2 Forma de onda de la presión y flujo en las arterias coronaria y aorta (Ref. 1).

encapsulado.

En el caso de sensores de presión para mediciones invasivas en el sistema cardiovascular, el mayor riesgo proviene de la existencia de fugas eléctricas del dispositivo hacia el corazón que pueden causar fibrilación cardíaca¹. La máxima corriente de fugas admitida es de 10 μA , es decir, la intensidad desde el potencial de alimentación a tierra a través de los tejidos del paciente no debe superar este límite.

V.1.3 Diseño tecnológico de los transductores

Nos centraremos en este apartado en el diseño tecnológico de los transductores, pues todas las cuestiones referentes al diseño mecánico fueron discutidas extensamente en el capítulo IV.

Así veamos que las ventajas, en cuanto a no-linealidad de la respuesta de los dispositivos ocasionada por la inclusión de zonas más rígidas en el interior de los diafragmas, podían

¹ Sucesión de contracciones rápidas e incoordinadas de las fibras del miocardio.

alcanzarse con una relación de grosores 4 entre las zonas gruesas y delgadas. Consideremos ahora los condicionantes tecnológicos que impone esta relación de grosores si la estructura intenta fabricarse mediante el paro electroquímico.

Las tensiones mecánicas en el diafragma ocasionadas por la diferencia de presión se anulan en el plano medio del diafragma. En el caso de sensores piezorresistivos con galgas de silicio monocristalino implantado, este fenómeno impone un límite al grosor mínimo del diafragma dado que la profundidad de unión alcanza un valor no nulo. En nuestro caso, fijamos un grosor mínimo de $5\ \mu\text{m}$. En la aproximación de pequeñas deflexiones los esfuerzos se anulan a una profundidad de $2.5\ \mu\text{m}$. Si la resistencia alcanza una profundidad de $1\ \mu\text{m}$, ello supone, ya en sí, una pérdida de sensibilidad de aproximadamente de un 20%. No aparece esta limitación en los sensores con piezorresistencias de polisilicio, al estar estas depositadas en la superficie superior del diafragma sensor.

Por otro lado, el grosor máximo del diafragma también viene limitado por las máximas profundidades de unión alcanzables mediante difusión, sin implicar tiempos o temperaturas de proceso excesivas. Para definir la difusión profunda se presentan a priori dos alternativas: implantación iónica de fósforo o bien difusión utilizando una fuente líquida de POCl_3 . Una tercera posibilidad sería la difusión en fuente sólida utilizando obleas dopantes de fósforo. Sin embargo, esta tercera posibilidad no forma parte de la tecnología de uso estándar del CNM.

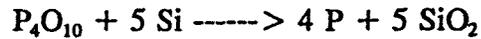
La simulación mediante SUPREM3 muestra que incluso con grandes dosis de implantación ($5 \cdot 10^{15}\ \text{cm}^{-2}$) - lo que implica largos tiempos de implantación - , y una alta temperatura de recocido (1150°C), se requieren tiempos de recocido extraordinariamente largos para alcanzar una profundidad de unión de $20\ \mu\text{m}$.

V.1.3.1 Tecnología para la obtención de una difusiones profundas: Diseño de un proceso de dopado mediante fuente líquida de POCl_3

La difusión en fuente líquida de POCl_3 es en este caso un forma mucho más efectiva de introducir los átomos dopantes de fósforo en el material. En el proceso estándar CMOS del CNM, este tipo de dopaje se utiliza para dopar el polisilicio y se realiza a 950°C . Para aumentar la cantidad de fósforo introducida en el material es deseable aumentar la temperatura a la cual se lleva el proceso. Lamentablemente, el predepósito utilizando POCl_3 no es uno de los procesos estándar considerados por el simulador de procesos SUPREM3. Como veremos más adelante, equiparar este proceso con el dopado con fuente sólida introduce serios errores.

El proceso de dopado en el horno se produce por la siguiente reacción, previa

descomposición del POCl_3 ⁵:



Esta reacción indica que además de producirse el dopado con fósforo tiene lugar el crecimiento de un óxido de silicio, caracterizado por unas concentraciones muy elevadas de fósforo (del orden del 10%). Normalmente nos referiremos a este óxido como PSG (Phospho-Silicate Glass).

Diferentes autores han observado la presencia de precipitados de fósforo en el interior del silicio⁶, indicando que la concentración química de este elemento supera la solubilidad sólida en el material a la temperatura de predeposición. Ésta puede ser la razón por la que las simulaciones SUPREM3 proporcionan resultados desviados respecto a los hallados experimentalmente.

Para averiguar que condiciones tecnológicas nos permitirían alcanzar una profundidad de difusión de 20 μm , se estudiaron diferentes condiciones de recocido basándose en un predeposición inicial mediante POCl_3 a una temperatura de 1050°C durante 40 minutos. Las obleas de partida eran tipo p, dopadas con boro en una concentración de $3 \cdot 10^{15} \text{ cm}^{-3}$. A continuación se describen brevemente los procesos seguidos por las obleas.

Proceso	Obleas
1 Oxidación de campo: 8800 Å	1,2
2 Difusión de POCl_3 : 40 min, 1050°C	1-8
3 Recocido manteniendo el PSG: 240 min, 1050°C	2,4,6,8
4 Decapado del PSG	1-8
5 Proceso de recocido del pozo CMOS	3,4,5,6
6 Proceso de recocido del pozo CMOS	3,4

Este proceso permite conocer la evolución de la difusión en tres puntos diferentes: tras el predeposición, tras un primer recocido a alta temperatura y tras otro recocido a la misma temperatura, siendo estos procesos estándar de la tecnología CMOS del CNM.

Debido al propio crecimiento del óxido PSG, el flujo de gas dopante es cada vez menos eficaz a medida que aumenta el tiempo de predeposición. Para aumentar el poder dopante de la difusión con fuente de POCl_3 , sin que el gas circule por el horno, es posible mantener el óxido PSG, y realizar una difusión en el mismo horno. De esta manera, el óxido PSG, por su alto contenido en fósforo, continúa dopando al silicio. Esto sólo sucederá durante un período de tiempo desconocido a priori, mientras no disminuya en exceso la concentración de fósforo en el óxido.

La tabla I muestra la comparación entre las simulaciones SUPREM3 (asimilando el proceso a una difusión en fuente sólida), los resultados de SR y las medidas de 4 puntas. Se comparan los siguientes parámetros: C_s , concentración superficial de fósforo activo eléctricamente, x_j profundidad de la unión, resistencia cuadro y cantidad total de fósforo activo en el silicio D.

Como puede observarse la simulación tecnológica SUPREM3 predice una menor profundidad de unión y una mayor resistencia cuadro, relacionados sin duda con la predicción de una menor cantidad de fósforo introducida en el material.

Tabla I: Resultados experimentales y de simulación correspondientes a la difusión de fósforo.

Oblea	Simulación	SR	4 puntas
7 C_s (cm^{-3})	$1.5 \cdot 10^{20}$	$1-2 \cdot 10^{20}$	
x_j (μm)	2.1	2.7	
R_o (Ω/\square)	7.1	3.5	2.3
D (cm^{-2})	$1.3 \cdot 10^{16}$	$2.2 \cdot 10^{16}$	
8 C_s (cm^{-3})	$1.5 \cdot 10^{20}$	$1-2 \cdot 10^{20}$	
x_j (μm)	4.2	5.0	
R_o (Ω/\square)	3.2	1.8	1.1
D (cm^{-2})	$2.8 \cdot 10^{16}$	$4.3 \cdot 10^{16}$	
5 C_s (cm^{-3})	$5.2 \cdot 10^{19}$	$1-2 \cdot 10^{20}$	
x_j (μm)	13.2	15.6	
R_o (Ω/\square)	2.4	0.9	0.8
D (cm^{-2})	$2.9 \cdot 10^{16}$	$7.7 \cdot 10^{16}$	
6 C_s (cm^{-3})	$9.3 \cdot 10^{19}$	$1-2 \cdot 10^{20}$	
x_j (μm)	17.9	16.9	
R_o (Ω/\square)	1.0	0.8	0.7
D (cm^{-2})	$7.2 \cdot 10^{16}$	$8.7 \cdot 10^{16}$	
3 C_s (cm^{-3})	$4.3 \cdot 10^{19}$	$1-2 \cdot 10^{20}$	
x_j (μm)	17.8	19.5	
R_o (Ω/\square)	2.3	0.7	0.7
D (cm^{-2})	$2.9 \cdot 10^{16}$	$1.0 \cdot 10^{17}$	
4 C_s (cm^{-3})	$8.1 \cdot 10^{19}$	$1-2 \cdot 10^{20}$	
x_j (μm)	21.5	22.0	
R_o (Ω/\square)	1.0	0.6	0.6
D (cm^{-2})	$7.5 \cdot 10^{16}$	$1.3 \cdot 10^{16}$	

Obsérvese como la cantidad total de fósforo activo eléctricamente va aumentando con los distintos procesos térmicos corroborando la tesis de que la concentración de fósforo tras el

predepósito se sitúa por encima de la solubilidad sólida. La comparación entre los perfiles de portadores libres obtenidos mediante simulación y experimentalmente se muestran en la figura 3. Tras este estudio observamos que las condiciones tecnológicas de la oblea 3 nos permiten llegar a un grosor próximo a las 20 μm , mediante el predepósito de fósforo seguida de dos recocidos a alta temperatura.

V.1.3.2 Diseño tecnológico para la obtención de un pozo n.

Mientras para la difusión profunda se hace inevitable el uso de la difusión en fuente líquida de POCl_3 , la difusión más delgada puede realizarse haciendo uso de una implantación iónica de fósforo. Para conseguir membranas de 5 μm (8 μm de grosor para los sensores con diafragma uniforme) y dado que el grabado anisótropo se detiene antes de llegar a la unión metalúrgica se diseñaron los procesos de manera que la profundidad de unión fuera 4 μm y 7 μm respectivamente.

Para una mejor compatibilidad tecnológica es deseable que el proceso de recocido ('drive-in') sea compartido con el utilizado en la definición de la difusión profunda como se detalla en el apartado anterior. La simulación SUPREM3 demuestra que es posible alcanzar los valores deseados utilizando dosis de implantación relativamente bajas seguida de uno (para 4 μm de profundidad) o ambos procesos de recocido (para la profundidad de 7 μm). Mediante este proceso se consigue además una concentración superficial de fósforo baja (del orden de 10^{15} cm^{-3}), ideal para la posterior contraimplantación de boro en la definición de las piezorresistencias.

Sin embargo, debemos recordar que en los diseños basados en la existencia de una viga central gruesa que atraviesa el diafragma, las resistencias deben estar integradas en la zona gruesa del diafragma. Al definirse ésta mediante una difusión de POCl_3 , y a pesar de sufrir un recocido intenso, la concentración superficial de fósforo se mantiene en un valor muy elevado ($10^{19} - 10^{20} \text{ cm}^{-3}$) lo que hace imposible la integración de las piezorresistencias. Para evitar este problema y asegurar una baja concentración de fósforo, decidimos mantener la difusión POCl_3 a una distancia de seguridad de 20 μm del borde de la resistencia, valor que da cuenta básicamente de la difusión lateral más posibles desalineamientos entre máscaras. En cualquier caso se someterá esta a la implantación iónica de fósforo que define la difusión más delgada lo que asegurará la presencia de un pozo n en esa zona. Debido a la limitación del paro electroquímico para revelar canales estrechos confiaremos en que este procedimiento no deforme excesivamente la estructura mecánica del diafragma. Estos inconvenientes no se producirán cuando las galgas sensoras sean de polisilicio, pues al no estar integradas en el volumen de la oblea permiten obviar todas estas consideraciones.

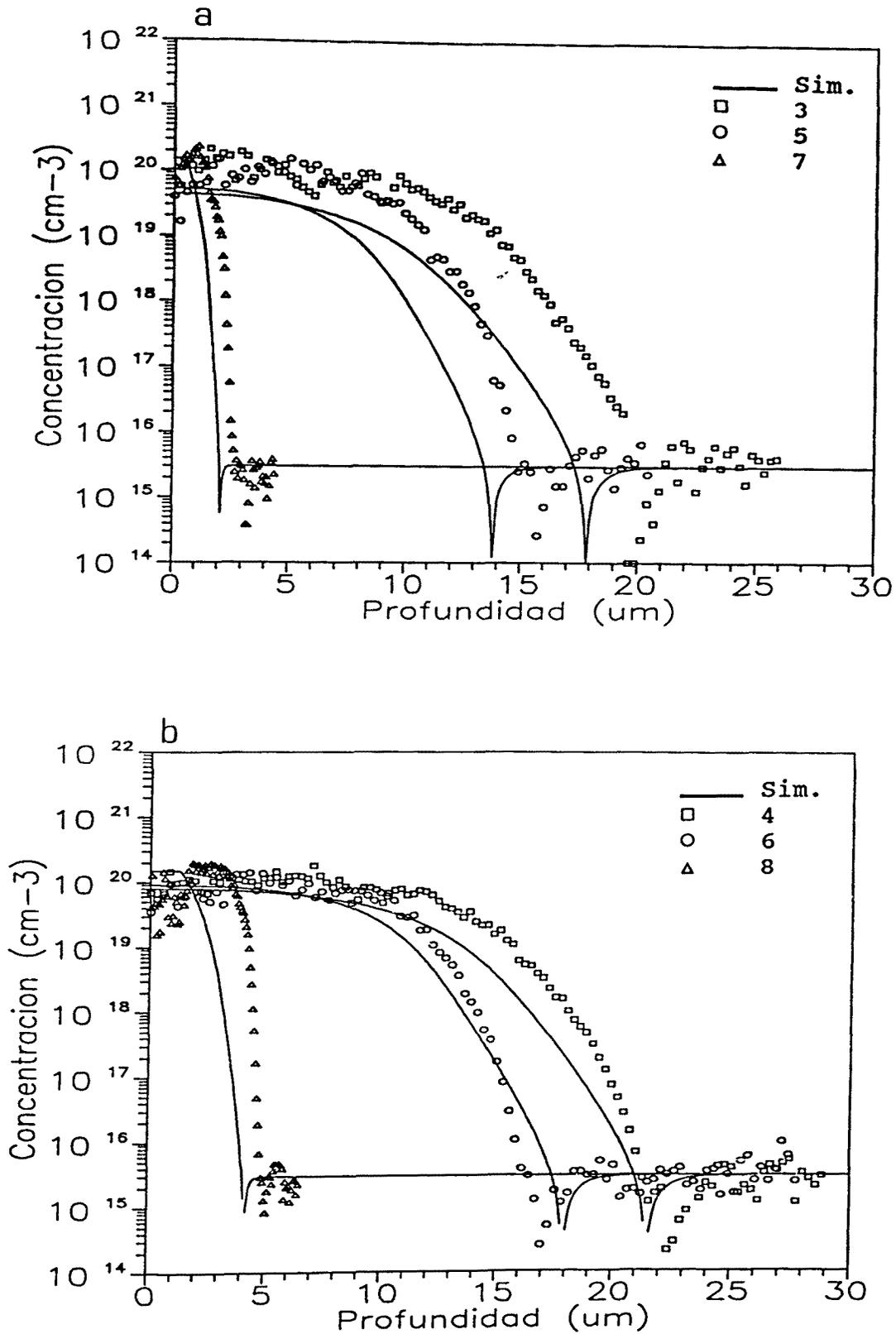


Fig. 3 Perfiles de portadores libres medidos por Spreading Resistance y las correspondientes simulaciones SUPREM3: a) muestras 3,5,7, b) muestras 4,6,8.

V.1.3.3 Diseño tecnológico de las piezorresistencias

El diseño tecnológico de las piezorresistencias se modificó respecto al utilizado en la primera generación de sensores presentada en el primer capítulo. Se escogió la dosis de implantación y el posterior recocido de activación de las impurezas para disminuir la concentración superficial hasta $1\text{-}2\cdot 10^{18}\text{ cm}^{-3}$. Las condiciones de implantación fueron: dosis $2\cdot 10^{14}\text{ cm}^{-2}$ y energía de 70 KeV. A continuación las obleas se sometieron a un recocido a 1000°C o 1050°C durante 30 minutos en ambiente inerte. Estas condiciones llevan a un aumento de la resistencia cuadro como puede verse en la tabla II que resume las características predichas mediante simulación para cada uno de los pozos n:

Tabla II: Simulación SUPREM3 del proceso tecnológico.

R_{\square} (Ω/\square)	x_{j1} (μm)	x_{j2} (μm)	$C_s(\text{cm}^{-3})$ (B)	$C_s(\text{cm}^{-3})$ (P)	$T_R(^{\circ}\text{C})$
337	0.74	3.81	$1.2\cdot 10^{18}$	$3.9\cdot 10^{15}$	1000
310	0.90	7.06	$1.6\cdot 10^{18}$	$9.9\cdot 10^{15}$	1050

V.1.4 Optimización del diseño para el paro electroquímico

Partiendo de los resultados presentados en el capítulo II, el proceso tecnológico y las máscaras deben permitir la realización del paro electroquímico en la configuración de cuatro electrodos en las mejores condiciones posibles.

Durante el grabado anisótropo con paro electroquímico contactaremos a las zonas n o p, únicamente en dos chips de la oblea en cada caso, tal y como se muestra en la figura 4. Para un correcto funcionamiento del paro electroquímico es necesario que todas las zonas n o p estén interconectadas entre sí con la menor caída óhmica posible. De otra manera se producen variaciones en el grosor de las membranas a lo largo de la oblea, en función de su lejanía respecto a los chips de contacto⁷.

Por este motivo se diseñó una red de difusiones n^{++} que contactan cada una de las membranas con los chips de contacto. Estas difusiones se llevan a cabo con el mismo proceso de difusión mediante POCl_3 utilizado en la definición de las zonas gruesas del diafragma. Como se puede observar en los resultados presentados previamente (tabla II) dada la alta concentración superficial de fósforo presentan una resistencia cuadro muy baja.

Análogamente, aunque todas las zonas p están evidentemente conectadas entre sí por el substrato, también es deseable aminorar en la medida de lo posible las posibles caídas óhmicas. Así pues, la máscara también incorpora una red de difusiones p^{++} que conectan

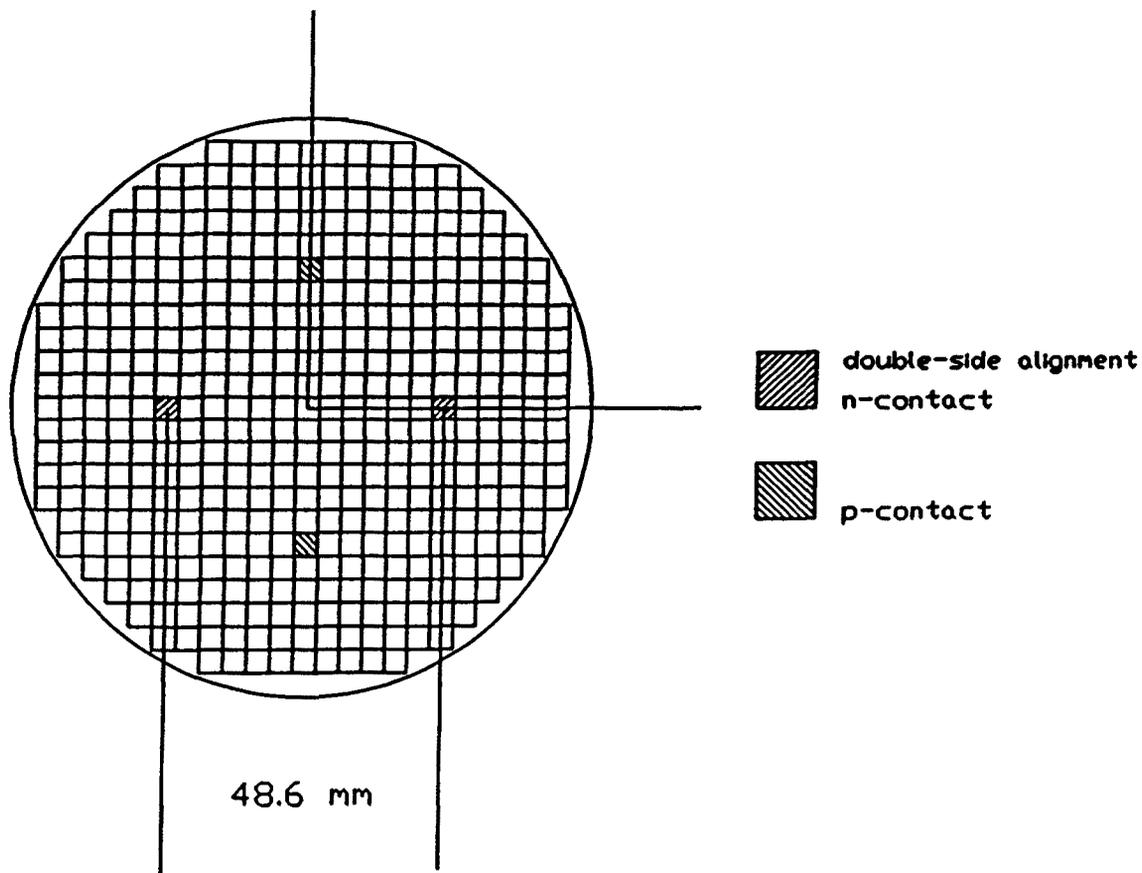


Fig. 4 Disposición de los chips en la oblea.

entre sí todos los chips. En las intersecciones entre ambas redes de interconexión se han incluido unos puentes de metal que conectan las zonas p^{++} sobre las zonas n^{++} .

V.1.5 Fabricación de los sensores de presión

A continuación presentamos un listado de los procesos tecnológicos más significativos en la fabricación del sensor de presión, junto con unos diagramas (figura 5) que ayudan a visualizar el procedimiento. Entre paréntesis se muestra a que estadio del proceso corresponde cada esquema.

1. Material de partida obleas dopadas con boro $9 \cdot 10^{14} \text{ cm}^{-3}$, pulidas por ambas caras.
2. Fotolitografía en la cara posterior: Definición del motivo de alineamiento de doble cara.
3. RIE de silicio: motivo de alineamiento
4. Oxidación inicial (1)
5. Fotolitografía cara anterior: Definición de las zonas para las difusiones n profundas.
6. Grabado del óxido

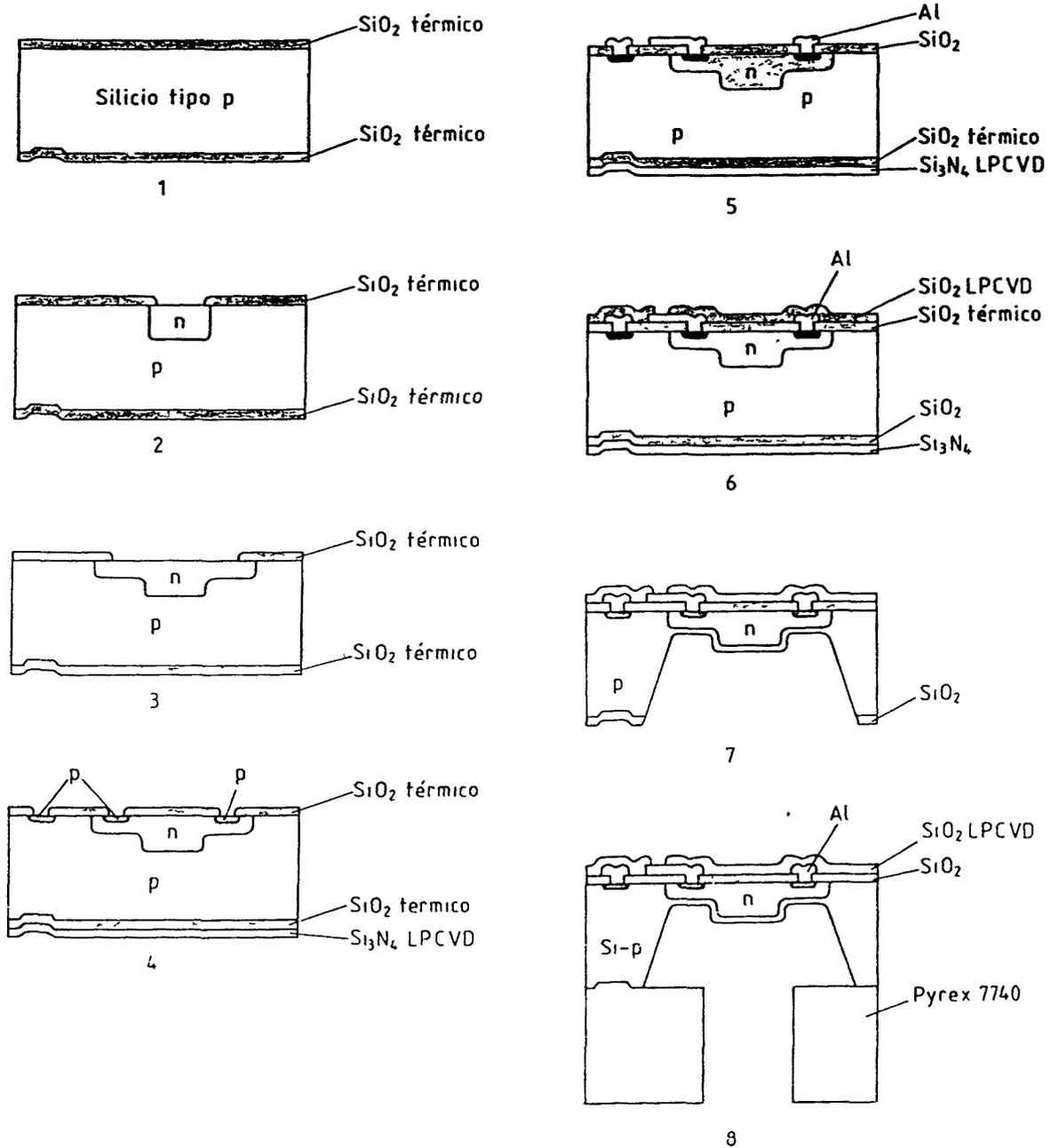


Fig. 5 Esquema del proceso de fabricación de los sensores de presión.

7. Predepósito de fósforo con POCl_3
8. Recocido del pozo CMOS (2)
9. Fotolitografía cara anterior: Definición del pozo n (difusión delgada).
10. Implantación de fósforo: Dosis 10^{12} cm^{-2} , energía 150 KeV.
11. Recocido del pozo CMOS. (3)
12. Depósito de nitruro por LPCVD.
13. Decapado de nitruro mediante RIE en la cara anterior.
14. Fotolitografía cara anterior: definición de las zonas p^{++} .
15. Grabado de óxido
16. Implantación de boro: dosis: $2.5 \cdot 10^{15} \text{ cm}^{-2}$, energía: 50 KeV.
17. Fotolitografía cara anterior: definición de las piezorresistencias.
18. Grabado de óxido.
19. Implantación de boro: dosis: $2 \cdot 10^{14} \text{ cm}^{-2}$, energía: 70 KeV.
20. Recocido de activación de las impurezas.
21. Fotolitografía cara anterior: apertura de contactos.
22. Grabado de óxido.(4)
23. Metalización aluminio.
24. Fotolitografía cara anterior: definición del nivel de metal.
25. Grabado del aluminio.
26. Recocido del aluminio. (5)
27. Depósito de óxido LTO.
28. Fotolitografía cara anterior: apertura de 'pads'.
29. Grabado del óxido de pasivación. (6)
30. Fotolitografía cara posterior: definición de las ventanas para el grabado anisótropo.
31. RIE de nitruro
32. Grabado de óxido
33. Grabado anisótropo (7)

Previamente a la realización del grabado anisótropo se midió la resistencia eléctrica entre los dos chips que contactan a la zona n, o a la zona p. Para todas las obleas los valores oscilaron entre 20 y 50 Ω , valores muy pequeños, para los cuales las variaciones en la posición del pico de pasivación para las diferentes membranas serán despreciables. También se registró la característica I-V del diodo constituido por las zonas n y el substrato tipo p (figura 6).

El grabado anisótropo se realizó en las condiciones especificadas en el capítulo II, a 85°C y una concentración de hidróxido potásico del 40% en peso, en una configuración de 4 electrodos situando el silicio p a -1.5V respecto al electrodo de referencia, mientras el silicio tipo n se polarizaba a 0 V. En la figura 7 puede observarse la presencia del pico de pasivación en la evolución de la corriente en función del tiempo durante período final del grabado.

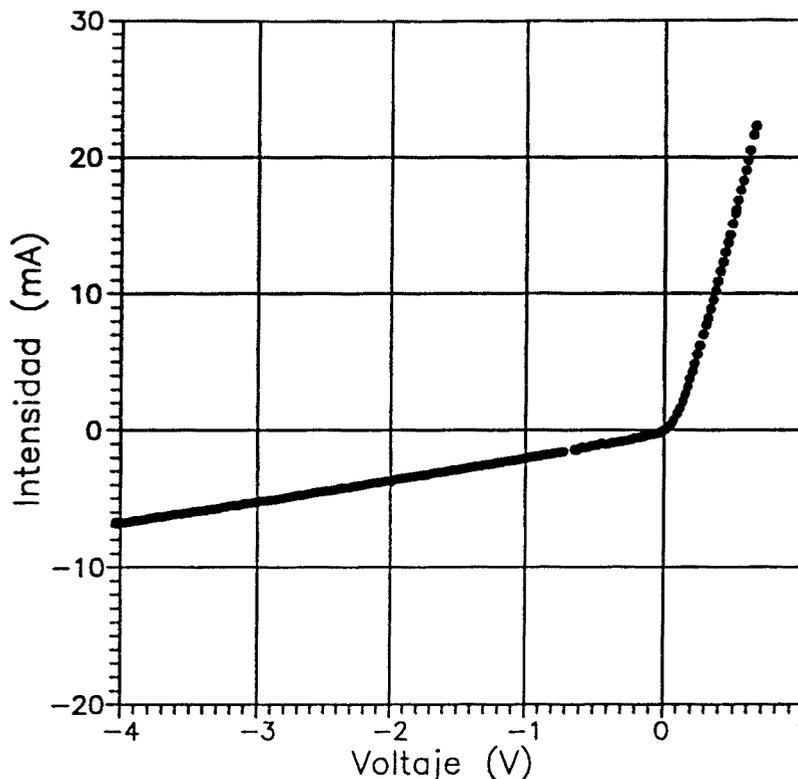


Fig. 6 Característica I/V del diodo formado por el pozo n y el sustrato.

V.1.6. Soldadura anódica

Debido a la fragilidad de los diafragmas es necesario, previamente al proceso de encapsulado, soldar la oblea a una base de vidrio que proporciona una mayor rigidez al conjunto y aísla al diafragma de los esfuerzos mecánicos inducidos por el encapsulado. La soldadura anódica, conocida también como soldadura electrostática, aunque propuesta inicialmente para la soldadura entre vidrio y metal⁸, ha alcanzado su máxima difusión en sus aplicaciones en micromecánica abriendo la puerta a la soldadura silicio-vidrio⁹. Es una técnica de uso común, no sólo en sensores de presión sino en otros tipos de sensores mecánicos como acelerómetros, resonadores, etc. Las ventajas principales de la técnica utilizada son:

- i) Posibilidad de realizar el proceso de soldadura a baja temperatura, una vez finalizado el dispositivo.
- ii) Existencia de vidrios con un coeficiente de expansión térmico muy semejante al del silicio: PYREX 7740 o bien PYREX 1729, lo que permite minimizar las tensiones residuales de origen térmico debido al proceso de encapsulado.
- iii) A baja temperatura no se produce un flujo viscoso apreciable del vidrio, ello permite

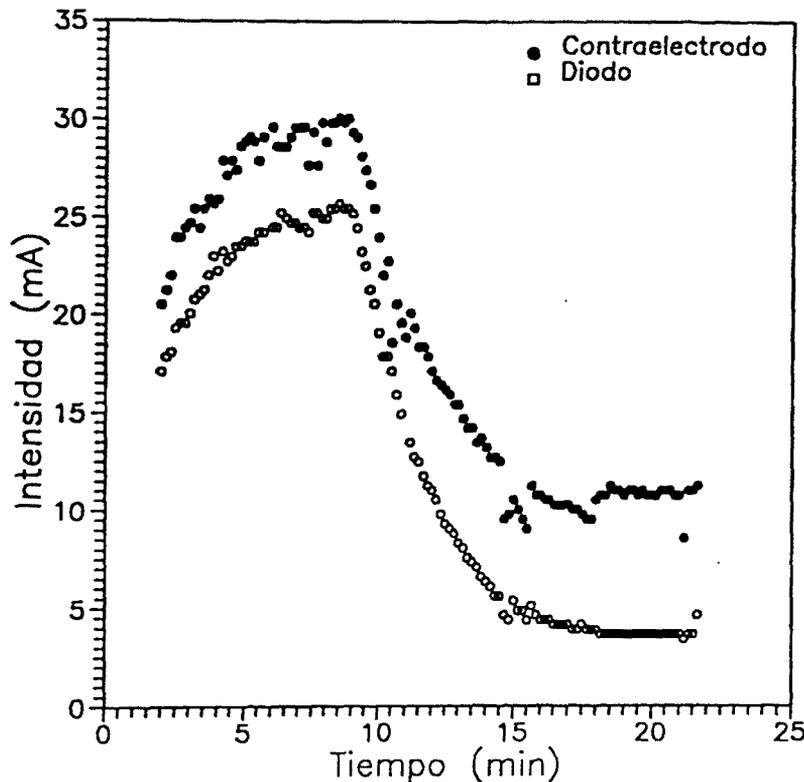


Fig. 7 Evolución de la corriente en función del tiempo en la configuración de cuatro electrodos. a) Corriente de diodo, b) Corriente por el contraelectrodo.

la soldadura sobre zonas previamente mecanizadas sin pérdidas de tolerancia apreciables.

Normalmente el proceso de soldadura se lleva a cabo a temperaturas entre 200°C y 500°C , siendo el proceso tanto más lento cuanto menor sea la temperatura utilizada. La temperatura máxima debe ser inferior a la del punto eutéctico de la aleación aluminio-silicio (577°C) o bien oro-silicio (370°C) dependiendo del tipo de metalización empleada. Un esquema simplificado del sistema experimental se muestra en la figura 8. Diversas precauciones deben tomarse durante el proceso de soldadura:

- i) Las superficies de la oblea y de la placa de vidrio deben mantenerse muy limpias evitando la presencia de partículas de polvo.
- ii) Por una razón similar, ambas superficies deben exhibir un pulido especular.
- iii) Evitar la presencia de óxidos gruesos sobre la superficie de silicio, pues ello da lugar a tiempos de soldadura mucho más largos y puede llegar a imposibilitar la misma. Es recomendable que el grosor de esta capa de óxido sea del orden o inferior a 1000 \AA .

Una vez termalizadas a la temperatura deseada se aplica una diferencia de potencial entre 400 y 1000 V entre el silicio y el vidrio aplicando el electrodo positivo al primero de ellos. La zona soldada toma un color gris oscuro y un conjunto de franjas de interferencia permiten observar como avanza la unión. Si el contacto al vidrio se realiza en un solo punto, la unión empieza en esa zona y se expande gradualmente al resto de la oblea evitando la aparición de zonas con aire atrapado.

A las temperaturas utilizadas, el vidrio presenta una conductividad iónica considerable. Los iones de sodio Na^+ presentes en el cristal se tornan móviles y son atraídos por el electrodo negativo, es decir, hacia la superficie del vidrio, donde son neutralizados por los electrones que llegan al electrodo. Estos iones dan lugar a una sustancia de aspecto blanquecino que se acumula en el punto de contacto entre el electrodo y el vidrio. El movimiento de estos iones forma una capa de depleción en la zona del vidrio adyacente a la superficie de silicio. La caída de potencial en esta zona de alta resistencia crea un intenso campo eléctrico. Éste desplaza a los átomos de oxígeno presentes en el vidrio hacia la interficie con el silicio. La soldadura tiene carácter químico y consiste básicamente en enlaces Si-O^{10} . Si durante el proceso de soldadura el voltaje y la temperatura se mantienen constantes, la corriente presenta un intenso pico al principio del proceso decayendo gradualmente a medida que se

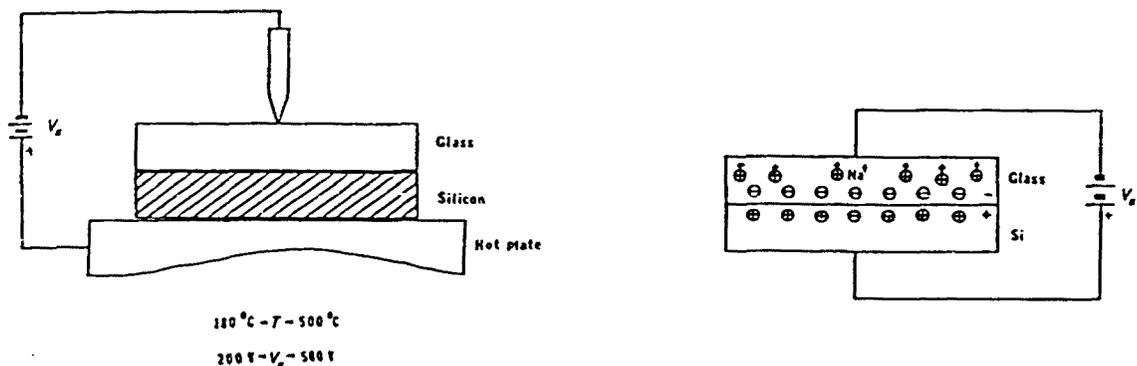


Fig. 8 Esquema básico de un sistema de soldadura anódica.

completa el mismo. A partir de la carga suministrada al sistema se estima que se produce el crecimiento de aproximadamente 200 Å de óxido de silicio en la interficie.

En nuestro caso, la soldadura anódica se realizó a 400°C bajo una diferencia de potencial de 1000 V utilizando un equipo PLASMOS FAB-150, previa eliminación de las capas de Si_3N_4 y SiO_2 . El equipo utilizado tiene la particularidad de que el suministro de calor a la oblea se produce mediante lámparas halógenas. Este método presenta varias ventajas sobre el habitual consistente en una placa calefactora con resistencias eléctricas:

- Debido a su menor inercia térmica permite un efectivo control de temperatura permitiendo aplicar rampas de temperatura muy rápida si se considera necesario.
- Las lámparas halógenas en presencia de una cámara infrarroja permiten un alineado de la placa de vidrio con la cara activa de la oblea.

El vidrio utilizado fue tipo PYREX 7740 de 1 mm de grosor en el que se habían perforado unos agujeros de 0.5 mm de diámetro en las posiciones de los transductores para permitir una medida diferencial de la presión.

V.1.7. Diseño del encapsulado para el montaje en catéter

La importancia del encapsulado en las aplicaciones biomédicas ya se mencionó en el apartado dos de este mismo capítulo. La incorporación del sensor en el extremo de un catéter 7F, diámetro exterior 2.3 mm, no es viable mediante la simple reducción de dimensiones en un encapsulado convencional sino que debe basarse en una nueva concepción del mismo. Además, en vistas a la fabricación de pequeñas series de dispositivos, el proceso de encapsulado debe ser apto para su automatización. Para ello es esencial la utilización, en la medida de lo posible, de técnicas convencionales en la fabricación de circuitos integrados. Por otro lado, como se mencionó previamente, su aplicación "in-vivo" impone serias restricciones sobre los materiales utilizados que deben ser biocompatibles.

El chip irá montado sobre una base de acero inoxidable biocompatible F-138 de 2.1 mm de diámetro. Al utilizar el mayor espacio posible para el chip con el objetivo de maximizar la sensibilidad queda muy poco espacio para el conexionado eléctrico lo que impide utilizar una base convencional con dimensiones reducidas al no poderse situar las patas de soldadura.

La base de acero consta de dos partes (veáse figura 9):

- Soporte, donde irá el sensor adherido mediante epoxy aislante y que presenta una perforación para que pasen las conexiones eléctricas y una cánula para la presión de referencia.
- Una tapa de protección, con la parte superior completamente abierta, por la que el sensor entrará en contacto con el medio.

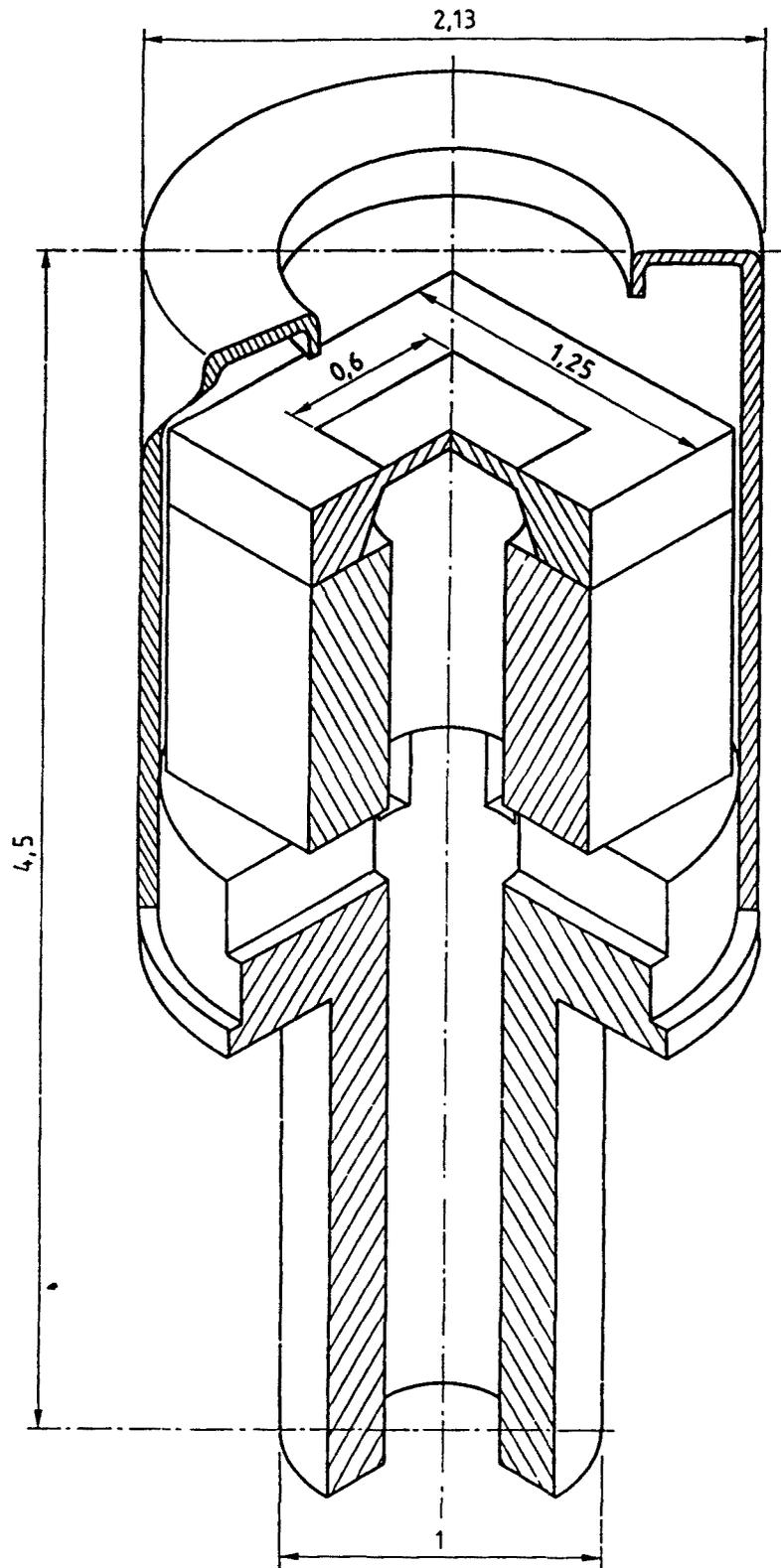


Fig. 9 Encapsulado de sensor de presión para cateter (dimensiones básicas en mm).

El aislamiento entre el sensor y la sangre se consigue rellenando la cápsula con silicona biocompatible. Esta debe ocupar todo el interior de la base. Por ello debe exhibir una baja viscosidad antes del proceso de curado para que la penetración en la base sea completa. Por otro lado, para que no influya en las características mecánicas del sensor su módulo de Young debe ser mucho menor que el del silicio, dicho de otra forma, no debe ser muy rígida.

El conexionado eléctrico se realiza mediante microsoldadura de cable de oro de 50 μm de diámetro. La limitación en el diámetro de este cable tiene origen en la posibilidad de utilizar potencias más bajas durante la soldadura.

V.1.8. Caracterización de los sensores fabricados

V.1.8.1 Test tecnológico

Previamente al grabado anisótropo se midió la resistencia cuadro de las difusiones utilizadas en las piezorresistencias. La siguiente tabla III muestra algunos resultados típicos para los dos tipos de obleas que componen el proceso:

Tabla III: Resistencia cuadro determinada experimentalmente.

Tipo	R_{\square} (Ω)	n	R_{\square} min. (Ω)	R_{\square} max. (Ω)
Pozo de 7 μm	356 ± 1	291	353	359
Pozo de 4 μm	346 ± 1	325	343	348

Puede observarse cómo los valores de la resistencia cuadro muestran un buen acuerdo con las simulaciones mediante SUPREM3 (tabla II).

Se realizaron en este mismo estadio del proceso, medidas de los voltajes de offset en los puentes. Los valores hallados no exhiben ninguna correlación entre los distintos tipos de sensores como esperábamos dada la semejanza en su diseño a nivel eléctrico. Se situaron en todos los casos entre ± 3 mV/V.

El proceso también incluía dos obleas testigo para la medida de las profundidades de unión mediante Spreading Resistance. La tabla IV resume los resultados obtenidos:

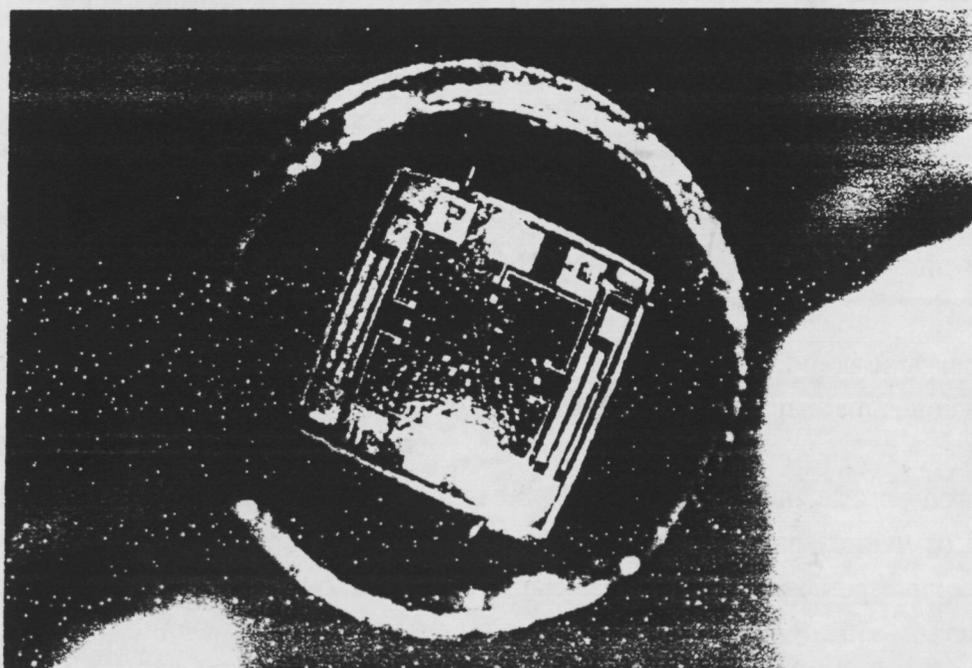
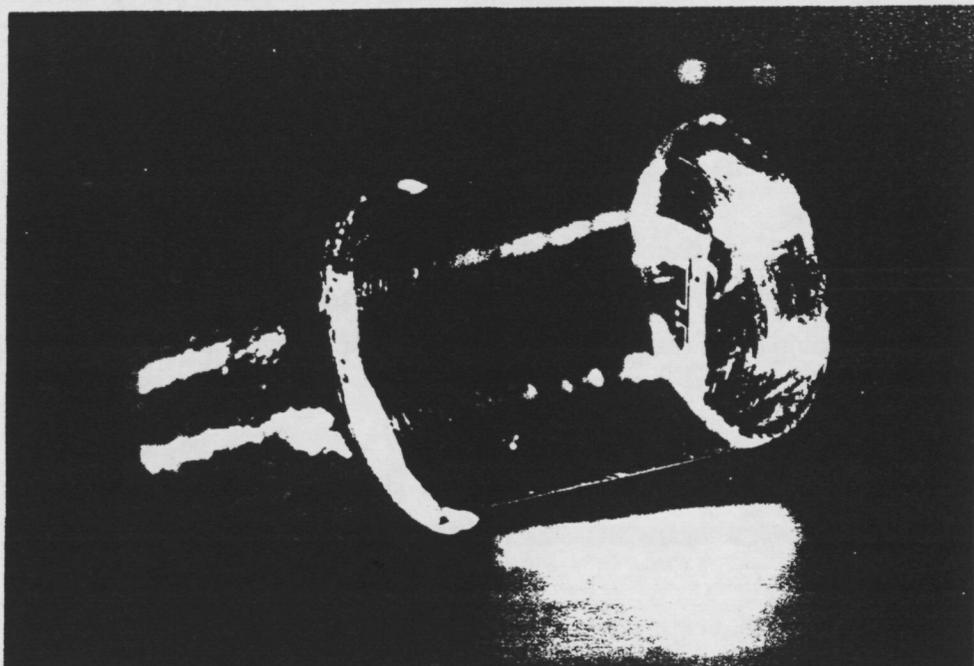


Fig. 10 Fotografía de los sensores especialmente encapsulados para su montaje en la punta de un cateter.

Tabla IV: Profundidades de unión.

Difusión	Profundidad
Difusión profunda	20.5 μm
Pozo de 4 μm	3.5 μm
Pozo de 7 μm	6.7 μm
Resistencia en el pozo de 4 μm	1.0 μm
Resistencia en el pozo de 7 μm	0.9 μm

Los resultados están en buen acuerdo con los valores esperados (tabla II).

V.1.8.2 Estructura mecánica

La respuesta del transductor a la presión aplicada está en estrecha relación con su estructura mecánica. Para poder interpretar las medidas eléctricas posteriores es imprescindible caracterizar en primer lugar las estructura mecánicas fabricadas.

En las obleas con difusiones de 4 μm de profundidad, el grosor de los diafragmas medido mediante FTIR resultó ser $5.5 \pm 0.1 \mu\text{m}$, mostrando una excelente uniformidad sobre toda la oblea. Como puede observarse una vez más, el grosor de la membrana es mayor que el de la profundidad de unión, negando la afirmación de que el paro se produce en la unión metalúrgica. El espesor de las zonas más gruesas se halló a través de la medida mediante el perfilómetro TENCOR. El escalón entre ambas zonas tomó valores entre 14 y 15 μm , en muy buen acuerdo con los valores esperados.

Las distintas estructuras obtenidas pueden observarse en las siguientes imágenes de microscopía óptica y SEM (figuras 13-14). Todas las estructuras han quedado muy bien definidas excepto algunos detalles que comentaremos a continuación.

Recordemos que en las estructuras con viga central se optó por no dopar mediante POCl_3 un entorno de la piezorresistencia para evitar la existencia de una gran concentración superficial que impediría la integración de las mismas. Como podemos observar en las imágenes ello da lugar a una distorsión de la estructura mecánica provocando la aparición de una ranura de entre 1 y 2 μm de profundidad. Este hecho no debe modificar de manera importante la respuesta mecánica del dispositivo. Aunque puede llegar a significar la pérdida de hasta un 25% de rigidez a flexión en esa zona, ésta seguirá siendo mucho mayor que la del resto del diafragma.

Sin embargo, la incapacidad del método utilizado para revelar canales estrechos es mucho

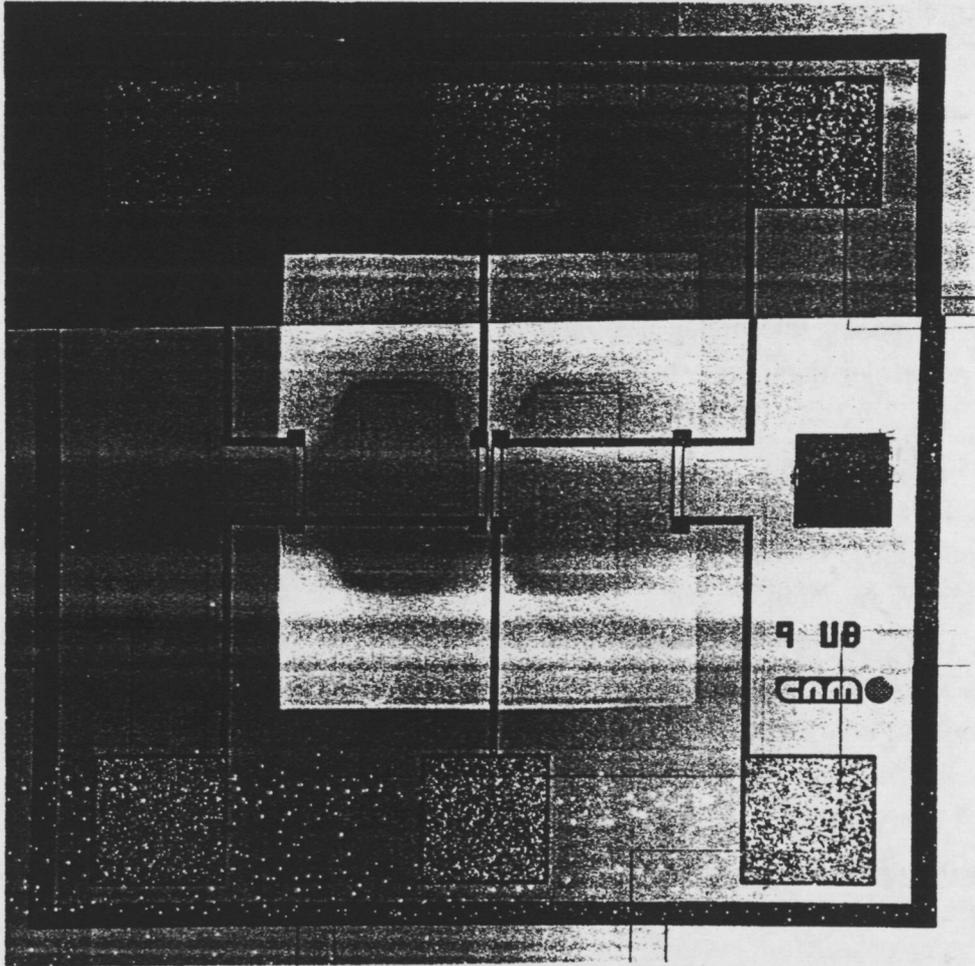


Fig. 11 Sensor basado en la estructura con viga central.

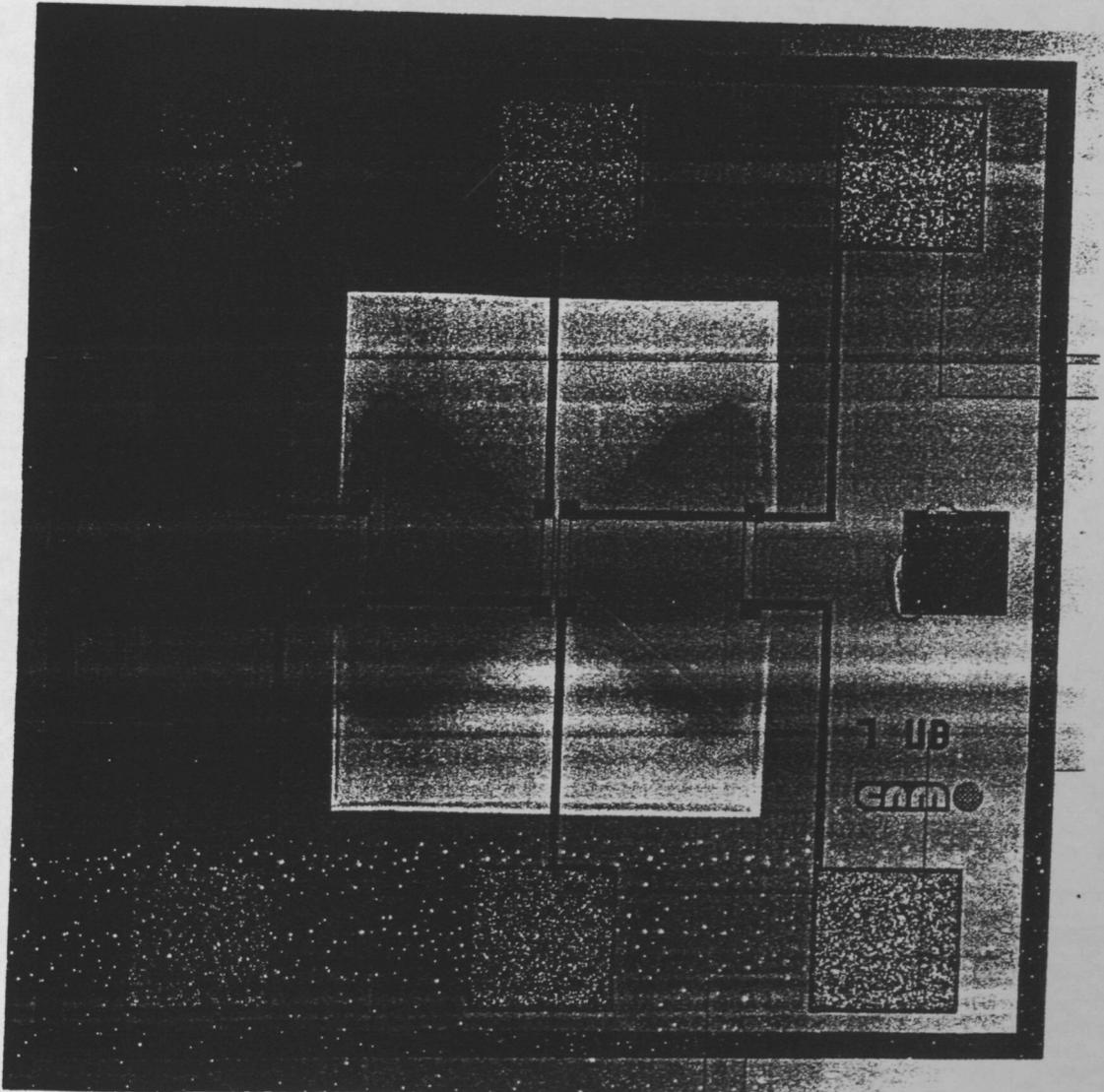


Fig. 12 Fotografía del sensor de presión basado en la estructura mariposa.

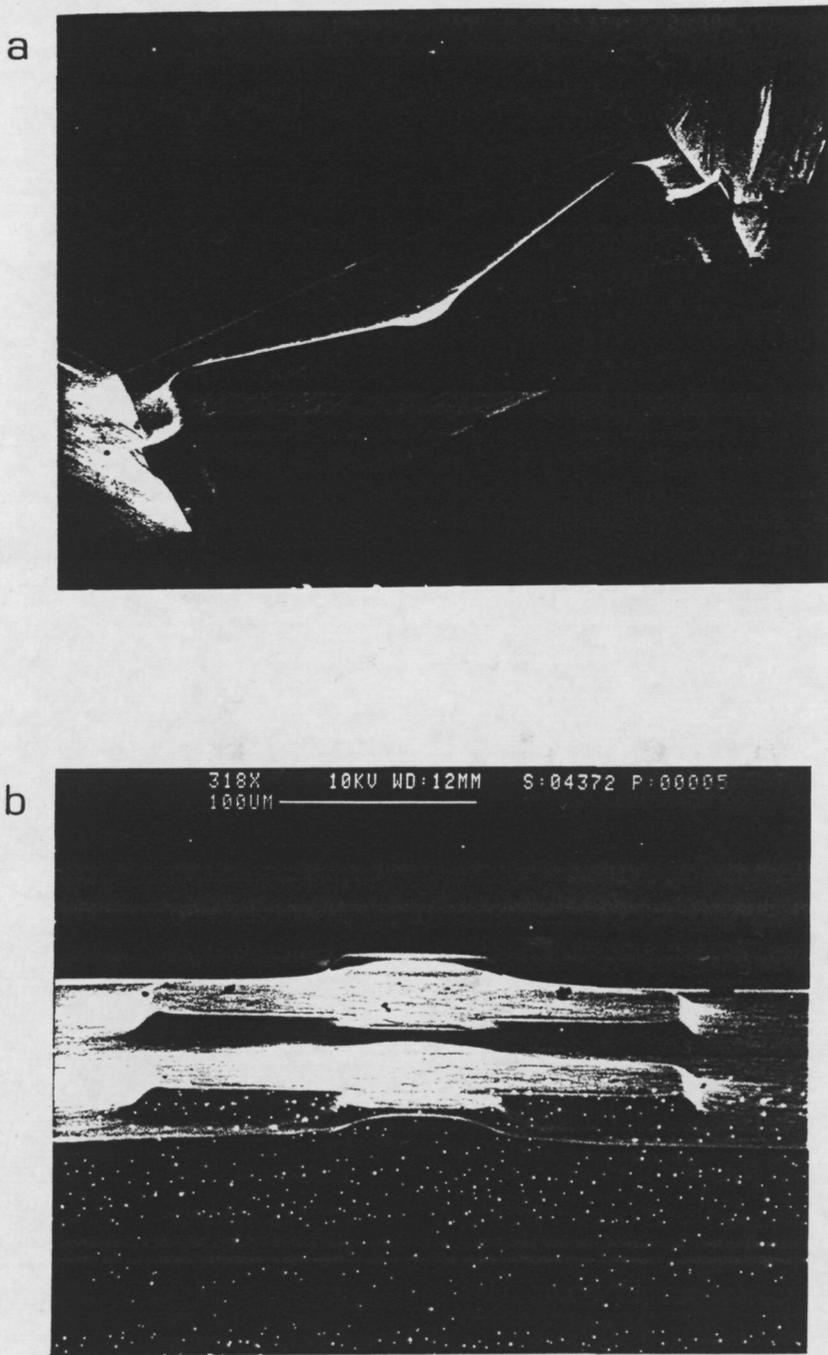


Fig. 13 Parte posterior de la membrana. a) Estructura mariposa, b) Estructura con viga central.