IC 技術を用いた医用小形圧力変換器の試作[†]

江 刺 正 喜*・野 本 忍*・ロドルフォ・キンテロ・ロモ**・松 尾 正 之*

Fabrication of Biomedical Miniature Pressure Transducer Using IC Techniques

Masayoshi ESASHI*, Shinobu NOMOTO*, Rodolfo Quintero ROMO**,
and Tadayuki MATSUO*

A miniature pressure sensor for biomedical application has been fabricated. By means of integrated-circuit (IC) fabrication techniques, these sensors can be produced in batches.

The sensor, of dimensions $3 \times 1 \text{ mm}^2$ and 0.4 mm thick, consists of eutectic-sealed two silicon-tips and a silicon diaphragm of $560 \mu\text{m}$ diameter and $10 \mu\text{m}$ thickness is formed on one side. This structure allows easy bonding of lead wires and mounting to a catheter-tip, and it is effective to reduce hysteresis and temperature drift caused by the thermal expansion mismatch of different materials.

A thin circular diaphragm has been fabricated from $130 \mu\text{m}$ thick silicon wafer which has $10 \mu\text{m}$ thick n^+ -epitaxial layer on n^+ -substrate by etching n^+ -substrate electrochemically. Four p -type piezoresistors on the edge of the diaphragm are aligned to the direction of maximum sensitivity, and p^+ -type diffused conductors are formed for the connection to each contact pads. Lead wires are bonded to the contact pads with soldering. After mounting to a catheter, the sensor is coated with Parylene-C (Union Carbide Corporation, U. S. A.) to ensure the insulation and the passivation for the long-term operation.

The pressure sensitivity of the sensor is $27 \mu\text{V}/\text{V}_{\text{supply}}/\text{mmHg}$, hysteresis and nonlinearity have not been observed over the pressure range from 0 to 300 mmHg, and the diaphragm has not been broken even by a pressure over 9,000 mmHg.

The zero-pressure shift with a temperature change is less than $0.3 \text{ mmHg}/^\circ\text{C}$ and the sensitivity change $-0.27\%/^\circ\text{C}$.

Satisfactory results have been obtained using the sensor for blood pressure measurement of a dog.

1. ま え が き

医学では、血圧、脳内圧、膀胱圧、食道内圧など、種々の体内圧測定が診断や研究の重要な手段となっている。特に体内に挿入した変換器によって直接圧力を測定する方法は、正確な圧力変化を知るうえで重要である。

この体内圧測定に現在最も多く用いられている方法は、液体封入カテーテル法である。これはカテーテルと呼ばれる内径 1~2 mm のチューブに生理食塩水を満たして、それによって体外の変換器に圧力波形を導くものであるが、チューブ内の圧力伝搬特性によって周波数特性が制限され、波形に歪みが生じやすいという欠点がある。正確な圧力波形の測定には、周波数特性の良い超小形圧力センサを測定部分に直接入れる必要があるが、このような超小形圧力センサの製作には高度の熟練した技術が必要とされており、量産できないためにきわめて高価である。しかし、最近の半導体技術を用いることにより、高性能の圧力センサを低価格で量産できる可能性があり、工業用圧力センサですでに市販され始めている。医用の圧力センサの場合は、血管内に入れるため特に超小形化が要求され、またチューブの先端に装着することや電解液（血液）から絶縁することなどが考慮されなければならない。

このような超小形半導体圧力センサを実現するには、薄く小さな感圧ダイアフラムを精度良く製作する必要があるが、このダイアフラム製作に特殊な電解エッチングを用い、IC 技術によって、シリコンの一体構造をもつ実用的な医用超小形圧力センサの試作を行った。

2. 拡散形半導体圧力センサの設計

シリコンはゲルマニウムと共に、半導体の中でも大きなピエゾ抵抗効果を示し、ゲージ率は 100 以上になる。このような半導体ピエゾ抵抗素子は、ゲージ率が大きいほかに、ゲージ率の正と負両方を得ることがで

† 計測自動制御学会東北支部大会で発表 (昭 53・12)

* 東北大学工学部 仙台市荒巻字青葉

* Faculty of Engineering, Tohoku University, Sendai

** Faculty of Astrophysics, University of Mexico, Mexico
(Received April 12, 1979)

き、また拡散抵抗として作れるために形状の自由度が大きい。このほかシリコンは硬い材料で、常温では破壊直前まで完全な弾性体であること、微細加工ができることなどのため、小形圧力センサの材料として適しているといえる。

周辺を固定された円形ダイアフラム上に流体圧が作用する時、ダイアフラムのたわみの大きさが板厚に比べて十分に小さければ、その凹面側に生ずる応力は主に純曲げ応力であり、応力の大きさは圧力に比例する¹⁾。たわみが板厚に比べて無視できなくなると直線関係は成り立たなくなり、 $W_c/h=0.4$ (W_c : ダイアフラム中心のたわみ, h : 板厚) で 1% の非直線誤差が生ずる。

ピエゾ抵抗素子は、縦方向および横方向両方の応力によってその抵抗値が変化する。縦方向のピエゾ抵抗係数を π_L 、横方向のピエゾ抵抗係数を π_T で表わすと、円形ダイアフラム上で、半径方向および円周方向に配置されたピエゾ抵抗素子の抵抗変化はつぎのように表わされる。

$$\left. \begin{aligned} \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\text{radial}} &= \pi_L \sigma_r + \pi_T \sigma_t \\ \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_{\text{tangential}} &= \pi_L \sigma_t + \pi_T \sigma_r \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

ここで、 σ_r は半径方向の応力、 σ_t は円周方向の応力である。いわゆる IC プロセスでは、拡散抵抗は n -基板にボロンを拡散した p 型抵抗としてベース拡散時に作られるから、 p 型抵抗を考えれば π_L 、 π_T はそれぞれつぎようになる²⁾。

$$\left. \begin{aligned} \pi_L &= 2\pi_{44}(l_1^2 m_1^2 + l_1^2 n_1^2 + m_1^2 n_1^2) \\ \pi_T &= -\pi_{44}(l_1^2 l_2^2 + m_1^2 m_2^2 + n_1^2 n_2^2) \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

ここで π_{44} はせん断応力に対するピエゾ抵抗係数で、 p 型拡散抵抗の場合、拡散層表面濃度が 10^{19} cm^{-3} のとき室温で約 $1.33 \times 10^{-6} \text{ mmHg}^{-1}$ である。また l_1 , m_1 , n_1 は結晶軸に対する縦方向の方向余弦、 l_2 , m_2 , n_2 は横方向の方向余弦である。

このような p 型ピエゾ抵抗素子を、(100) 面をもつシリコンダイアフラム上に配置した時、[110] 方向で最大の抵抗を示し、その大きさはつぎようになる²⁾。

$$\left(\frac{\Delta R}{R} \right)_r = - \left(\frac{\Delta R}{R} \right)_t = \pi_{44} \frac{3qr^2}{8h^2} (1-\nu) \quad (3)$$

q : 圧力 (mmHg), r : 中心からの距離 (cm)

ν : ポアソン比, h : ダイアフラム厚さ (cm)

これより、(100) 面をもつ n -シリコンダイアフラムに p 型ピエゾ抵抗素子を作る場合には、2 組の抵抗体のうち一つを半径方向で [110] 方向に一致し、他を円周方向で [110] 方向に一致するように、それぞれダイ

Fig. 1 Top view and structure of the miniature pressure sensor

アフラムの周辺部に配置すれば互いに逆符号で最大の抵抗変化が得られることがわかる。

3. 試作センサの構造

Fig. 1 は試作した圧力センサの構造である。長さ 3 mm, 幅 1 mm, 厚さ 0.4 mm で、先端部分は直径 560 μm , 厚さ 10 μm のダイアフラム上に p 型拡散抵抗ブリッジが作られている。ブリッジからコンタクトパッドまでは p^+ 型拡散層による導体で接続されている。

ダイアフラム下部には基準圧空洞を形成するために厚さ 280 μm のシリコン基板を、金-シリコンの合金を用いて接着してある。このようなシリコンの一体構造³⁾を用いることにより、従来のように異質材料の熱膨張係数の違いによる温度ドリフトや、接着剤などの不完全弾性体を使用するために生ずるヒステリシス、クリープの問題⁵⁾は現われず、また、強度が確保され、リード線の接続やカテーテルへの装着も容易となる。

また、医用センサでは絶縁と耐水性が要求されるが、試作センサでは、最後に全体を高分子膜 (パリレン C^(注1)) で数 μm の厚さにコーティングしてそれらを確実にしている。

4. 製作

4.1 電解エッチングによるダイアフラム形成

電解エッチングには、 p 型および高不純物濃度の n^+ 型のシリコンはエッチングされるが、低不純物濃度の n^+ 型はエッチングされないという性質がある⁶⁾。この性質を利用すれば、ダイアフラムに相当する部分

(注1) ポリモノクロロバラキシレン, U.C.C. 社の商品名。

Fig. 2 (a) Electrochemical etching system

Fig. 2 (b) Cross sectional view of the electrochemical cell

を n^- 型にしておくことにより、エッチングによって高精度でダイアフラムを形成できることになる。

材料として、厚い n^+ シリコンの上に薄いシリコンをエピタキシャル成長させたウエハを用い、窒化シリコンをマスクとして電解エッチングすると、薄い n^- 層をダイアフラムとして残すことができる⁷⁾。

ダイアフラム形成の電解エッチングには Fig. 2 に示す装置を用いた。シリコンウエハは陽極治具に耐酸性ワックスで固定され、陰極との間隔は 0.5 mm に保たれている。完全に円形のダイアフラムを得るために陽極は回転させる。セル電圧は 10V で、できるだけエッチング時間を短縮するために 5% フッ化水素の電解液をポンプで圧送し、 800 mA/cm^2 以上の電流密度を得ている。0.3 μm の窒化シリコンマスクの 5% フッ化水素に対するエッチング速度は約 $30 \text{ \AA/min}$ で、このマスクは 30 分程度のエッチングに十分耐える。電解液は温度上昇による n^- 層の電流密度の増加を防ぐため冷却しており、液温は 20°C 以下に保たれる。

エッチングの量は電流を積分して電気量としてモニタされる。はじめのウエハの厚みが一定であれば、同じ寸法のダイアフラムが精度良く得られることになる。Photo. 1 はこのようにして製作したダイアフラ

Photo. 1 Circular diaphragm obtained by the electrochemical etching

ムである。

4.2 製作手順

試作圧力センサは半導体 IC 技術を用い、つぎの手順で製作する。原材料は、厚さ 360 μm の (100) 面をもつシリコンエピタキシャルウエハで、比抵抗 0.01 $\Omega\text{-cm}$ 以下の n^+ 基板上に、厚さ 10 μm で比抵抗 5 $\Omega\text{-cm}$ の n^- 層をエピタキシャル成長させたものである。

(1) 化学エッチングで n^+ 側を削り、全体の厚さを 130 μm とする。

(2) CVD (Chemical Vapor Deposition) 法により、電解エッチングのマスクとして用いる 0.3 μm の窒化シリコンと、窒化シリコンエッチングのマスクに用いる 0.3 μm の二酸化シリコンを成長させる。

(3) 窒化シリコンをマスクとして電解エッチングでダイアフラムを形成する。

(4) 基板用コンタクトの拡散を行う。(リン)

(5) p^+ 型導体層の拡散を行う。(ボロン)

(6) ピエゾ抵抗ブリッジ用に p 型の拡散を行う。(ボロン) 拡散層シート抵抗は $400 \Omega/\square^*$ (注2)で、一般のベース拡散よりも不純物濃度は小さい。

(7) コンタクトホール部のエッチングを行う。

(8) 厚さ 0.15 μm のアルミニウムをマスク蒸着する。550 $^\circ\text{C}$ 窒素中で 10 分間熱処理する。(シンタリング)

(9) クロム (0.05 μm)、銅 (0.7 μm)、金 (0.15 μm) をマスク蒸着する。

(10) ダイアフラム以外の裏面の酸化シリコンを除去する。

(11) 裏面に厚さ 0.15 μm の金を蒸着する。

(12) ダイアフラム部の金をエッチングする。

(13) エッチングにより素子を分離する。

(14) 10 μm の金をメッキした厚さ 280 μm のシリコン基板と重ねて加熱し、金-シリコン合金によって

(注2) 薄層の抵抗を表すため、その層の平均の抵抗率を厚みで割った商が用いられる。これはシート抵抗と呼ばれ $\Omega/\square$ の単位で表わされる。

Fig. 3 Cross sections of a wafer under fabrication procedures

接着する。

(15) リード線を、マニピュレータを用いてハンダ付けする。

(16) カテーテルに装着する。

(17) パリレンでコーティングする。以上

シリコン基板は厚さ $280\mu\text{m}$ で (100) 面をもつシリコンウエハを、APW (エチレンジアミン、ピロカテコール、水) 液を用いたエッチングによって $3\times 1\text{mm}$ に切り抜いて作る。表面を熱酸化後、接着面側にクロムと金を蒸着し、さらに $10\mu\text{m}$ の金を電解メッキする。

この基板には、ダイアフラム下の基準圧空洞に大気圧を導くための溝が作られているが、この溝を塞ぐことにより、絶対圧センサとして製作することもできる。この基板とダイアフラム側は、窒素中または真空中で重ねて上から荷重をかけ、ヒーターで 500°C に加熱する。電磁石で横方向振動を加えることにより、全面に金-シリコン合金を形成させ接着する。

リード線は普通の IC とは異なり、目的上強度が必要なため、直径 $40\mu\text{m}$ の絶縁線をハンダ付けする。

パリレンは CVD 法により $5\mu\text{m}$ 程度の厚さにつ

Photo. 2 Catheter-tip mounted pressure sensor

けてある。Fig. 3 に製作工程中の断面図を、Photo. 2 にカテーテル先端に装着したセンサを示す。

5. 試作圧力センサの特性

5.1 測定装置

センサは一定温度の圧力容器に入れ、これを圧縮空気により加圧し、 $0\sim 300\text{mmHg}$ は水銀柱で、それ以上の圧力はブルドン管ゲージを用いて測定した。加圧によって温度が変化しないように圧力容器内部には水を満たしてある。

5.2 圧力感度

Fig. 4 および Fig. 5 はそれぞれ低圧力および高圧力領域での圧力感度特性である。圧力感度は $27\mu\text{V}/\text{V}_{\text{supply}}/\text{mmHg}$ であり、医学で用いる $0\sim 300\text{mmHg}$ の範囲では非直線性やヒステリシスはともにフルスケール (300mmHg) の 0.2% 以下であった。高圧力領域では $5,000\text{mmHg}$ 以上の圧力で非直線性が現れ始める。これはダイアフラムのたわみが厚さに比べて無視できなくなる、いわゆるバルーン効果⁴⁾のためと考えられる。 $4,500\text{mmHg}$ 以下ではこれは問題とならず、絶対圧力センサで基準圧空洞を真空にして、常に大気圧のバイアスがかかった状態でも直線性は保証される。また、 $9,000\text{mmHg}$ の圧力でも破壊には到ら

Fig. 4 Pressure sensitivity in low pressure region

Fig. 5 Pressure sensitivity in higher pressure region

ず、十分な耐圧を有することがわかる。なおセンサの出力抵抗は約 $40\text{ k}\Omega$ である。

5.3 温度特性

Fig. 6 は試作センサの温度による零点変化で、図中①の装着法を工夫したものでは圧力換算で $0.3\text{ mmHg}/^\circ\text{C}$ 以下が得られている。温度零点変化は4個のピエゾ抵抗素子がまったく同じ温度係数であれば原理的に零であり、不純物拡散の均一性が問題となる。試作センサは直径 $600\text{ }\mu\text{m}$ の領域に4個の抵抗が配置されているため、拡散の不均一はきわめて小さいと考えられ、温度零点変化は、他の材料との熱膨張係数の違いによるものと考えられる。試作センサはシリコンの一体構造のため、自身の熱的アンバランスは小さく、外部からの影響も受けにくい、やはりチューブに装着する時に用いる接着剤の影響を受ける。接着剤にシリコンゴムなどの柔らかい材料を用いた時に、Fig. 6①のように最も良好な結果が得られている。一方、エポキシのような硬い接着剤を用いると、Fig. 6②のように温度ドリフトが大きくなり約 $2\text{ mmHg}/^\circ\text{C}$ となった。

また、基準圧空洞に1気圧の空気を封じ込んだ絶対圧センサでは、Fig. 6③のように内部の空気の熱膨張により $-2\text{ mmHg}/^\circ\text{C}$ 程度の温度ドリフトが生じ

- ① mounted using silicone rubber
- ② mounted using epoxy
- ③ absolute pressure sensor

Fig. 6 Zero-pressure shift with temperature

Fig. 7 Sensitivity change with temperature

る。

温度による感度の変化は、ピエゾ抵抗係数の温度依存性が原因で、不純物濃度が大きいほど小さい。Fig. 7 は試作センサの温度による感度変化で、拡散層の不純物濃度から知られるピエゾ抵抗係数の温度変化とはほぼ一致しており、温度による感度変化は $-0.27\%/^\circ\text{C}$ であった。

体内の温度は 36°C 付近で安定であるから、これらの温度ドリフトは極端に大きくない限り、それほど問題にはならないと思われる。

5.4 安定性

本センサは生体内に直接入れるのが目的であるから、長期安定性を確保するには耐水性が良好でなければならない。

拡散抵抗層表面は酸化膜で覆われてはいるものの、 SiO_2 が親水性であるため、そのままでは長期使用に適さないが、パリエンを蒸着することにより長期使用に耐える十分安定なものとなることができる。パリエンは耐水性、絶縁性の優れた高分子で、ピンホールのない薄膜として蒸着することができる。Fig. 8 はその効果を示す実験で、十分な安定性が得られていることがわかる。これは同時に基板の側面部の露出したシリコンを絶縁することにも役立っている。

5.5 周波数特性

心臓内の血圧と同時に心内音を測定するには、 1 kHz 以上の周波数特性が必要であり、液体封入カテテルを用いた測定では困難である。

試作圧力センサは小さなシリコンダイアフラムだけから成っており、良好な周波数特性が期待される。測定の困難さから、周波数特性は明らかでないが、水中でのダイアフラム最低次共振周波数は 100 kHz 以上と計算され、心内音測定にも十分な性能を有すると考えられる。

Fig. 8 Initial drift in water

(a) commercial fluid filled pressure sensor
(b) fabricated pressure sensor

Fig. 9 Observed pressure waveforms at left ventricular of a dog using

5.6 動物実験

試作圧力センサを用いて、実際にイヌの心内圧測定を行った。試作センサは心臓に入れた液体封入カテーテルの途中に装着し、比較のため市販の圧力センサ（液体封入カテーテル形、東洋測器 MPU-0.5）を同時に用いた。これらで得られた血圧波形をそれぞれ Fig. 9 (a), (b) に示すが、同一波形が得られており、実用性が確認できたといえる。なお、実験では安全性を考慮して、光結合方式によるアイソレーションアンプを用いた。

6. む す び

半導体 IC 技術を用いて医用超小形圧力センサを試作し、動物実験においても良好な結果が得られた。

IC 技術による製作の利点は、今まできわめて高価

であった超小形圧力センサを、低コストで大量に作れることである。

また、本センサはシリコンの一体構造により、機械的に強く、温度ドリフトが小さい。また絶対圧力センサとしても製作できることから、体内埋込み用圧力センサにも応用できる。

最後に、試作センサの動物実験をしていただいた、東北大学医学部第一内科 滝島任教授にお礼申し上げます。

参 考 文 献

- 1) S. Timoshenko: Theory of Plates and Shells, McGraw-Hill (1959)
- 2) Samaun, et al.: An IC Piezoresistive Pressure Sensor for Biomedical Instrumentation, IEEE Trans., BME-20-2, 101/109 (1973)
- 3) W.H. Ko, et al.: Miniature Pressure Transducer for Biomedical Applications, in Biotelemetry III(ed) T. Fryer, 243/246, Academic Press (1976)
- 4) O.N. Tufte, et al.: Silicon Diffused-Element Piezoresistive Diaphragms, J. Appl. Phys., 33-11, 3322/3327 (1962)
- 5) 白水: 半導体圧力センサ, 応用物理, 45-12, 1159/1164 (1976)
- 6) R.L. Meek: Electrochemically thinned N/N⁺ Epitaxial Silicon-Method and Application, J. Electrochem. Soc., 118-7, 1240/1246 (1971)
- 7) 松尾ほか: IC 技術を用いたカテーテル用超小形圧力変換器の試作, 第 17 回エム・イー学会大会予稿, p. 220 (1978)