解 説

〈マイクロマシンの要素技術〉

マイクロセンサの概要

Silicon Microsensors

五十嵐伊勢美* *株式会社豊田中央研究所

Isemi Igarashi* *Toyota Central R & D Labs., Inc.

1. は じ め に

センサは小さければ小さいほど都合の場合が多い。また、いろいろな情報を同時に得るには多機能化、複合機能化技術が重要である。これらは半導体 IC, LSI 製作工程時の技術をそのまま応用することができる。シリコンを基板とするマイクロセンサの開発は半導体技術の進歩と歩調が合っている。高精度微細加工技術は特に重要である。

一方、センサと IC との相違点は外界に接するか、密閉状態で動作するかにある。前者が厳しい条件下にあることは確かである。パッケージングの工夫がそのかぎを握っている。

ここでは、最も多く実用化されている半導体圧力センサの開発の推移、ダイアフラム形成の工夫、複合機能センサ多機能イオンセンサについて実例に基づいて詳しく述べる。

2. 小形化、軽量化の歩み

2.1 シリコンの特徴とひずみゲージ

シリコンは IC 素材としてだけでなく優れた特徴が多い。地球上の約 25% を占める豊富な資源で尽きることなく、かつ、無害であるので安心して使用できる。高純度で完全結晶に近いものを人工的に多量に作れる素材は、ほかに例がない。多結晶の用途も多く、アモルファス薄膜もソーラセルや光→電気センサとして脚光を浴びてきた。

しかしながら、電子材料としての諸特性はよく知られているが、シリコンの機械的性質や物理的性質についてはそれほど一般的ではない。表 1 及び表 2 には主な物性及び物理的特性が示されている[1][2]。

表 1 の種々の信号変換効果のうち最も重要視され、最も多く利用されているのはピエゾ抵抗効果、ホール効果、ゼーベック効果である。表 2 はセンサの特性を左右するシリ

表 1 シリコン結晶のセンサとしての物性

物理量	信号変換効果
光・放射	光起電力効果, 光電子効果, 光導電効果, 光磁気電子効果
応 力	ピエゾ抵抗効果
熱・温度	ゼーベック効果, 熱抵抗効果, p-n 接合, ネルンスト効果
磁 気	ホール効果, 磁気抵抗効果
イ オ ン	イオン感応電界効果

表 2 シリコンの物理的特性

密 度	2.33 [g/cc]
ヤング率	1.9×10^{12} [dyn/cm ²]
バルク率	7.7×10^{11} [dyn/cm ²]
融 点	1412°C
比 熱	0.18 cal/g・°C (18~100°C)
熱膨張係数	2.33×10^{-6} /°C (室温)
熱 伝 導	0.3 cal/s・cm・°C (20°C)

コン素材の主な物性値である。

表 3 には、各種半導体材料の弾性定数が示されている[3]。力学量や圧力センサの素材としては、バネ材としての特性が重要である。同表から明らかなように、シリコンのヤング率は結晶方向によって若干異なるが、その最大値は鋼に近い値であり、良好なバネ特性を示している。図 1 にはシリコンのヤング率の温度依存性が示されている。同図より明らかなように、室温近傍では塑性変形なしに約 1% に近いひずみまで耐えている。しかしながら、図 1 の実験はウィスカー状の欠陥のほとんどないヒゲ結晶の結果であり、バルク状結晶の最大破壊ひずみは約 0.3% である。筆者の実験例では、ひずみゲージを片持りの固定端近くの上下面にはり付けた場合、引張り側は約 0.3% のひずみで破壊し、圧縮側ではその数倍のひずみでも、破壊しなかった[4]。ただし、これらの結果はバルク型ゲージの表面の加工層をエッチングによって除去し、無欠陥に近い

原稿受付 1994 年 2 月 17 日

キーワード: Semiconductor Strain Gauges, Integrated Micro Pressure Sensors Catheter type Blood pressure Sensor, Multiple Ion Sensor

*愛知県愛知郡長久手町

*Nagakute, Aichi-gun, Aichi-ken

表3 半導体の弾性定数 (室温)

結晶	弾性率 ($\times 10^{12}$ [dyn/cm ²])			圧縮率 ($\times 10^{-12}$ [cm ² /dyn])	ヤング率 Y [100] ($\times 10^{12}$ [dyn/cm ²])	ヤング率 Y [111] ($\times 10^{12}$ [dyn/cm ²])
	C ₁₁	C ₁₂	C ₄₄			
Si	1.657	0.639	0.796	1.023	1.30	1.87
Ge	1.289	0.483	0.671	1.330	1.02	1.55
InSb	0.647	0.327	0.307	2.310		0.745
GaAs	1.188	0.538	0.594	1.325		1.42
GaSb	0.885	0.404	0.433	1.773		1.033

図1 シリコンの無欠陥に近いヒゲ結晶の応力・ひずみ線図

状態でエポキシ樹脂で接着した場合である。表面を無欠陥状態にして、局所的な応力集中を避ければ優れたバネ材として利用することができる。センサ、アクチュエータの素材の機械的性質は、きわめて重要である。

次に、圧電抵抗効果を利用する半導体ひずみゲージについて説明する[5]。ゲージ部分を集積回路の製作方法と同じようにシリコン単結晶板の所定の位置に作り出して使用するものである。ゲージの小型化、高感度化はきわめて容易であり、特殊ロードセルとして多くの応用が提案されている。

図2に示されているゲージは4本集積してX字形に配置したものである。厚さ20[μm]の薄いシリコン板に、互いに直交する2組のゲージを拡散方式で形成したものである。図2(a)に示すように、ゲージの両側のX印からリード線を引き出している。大きさは1×1[mm²]及び2×2[mm²]のものを試作した。拡散層は3[μm]であり、基板とゲージとはそれぞれn型とp型で電気的には絶縁されており、機械的には一体である。図2のは表面、はゲージ

図2 集積化マイクロひずみゲージ(a)平面、(b)断面

の断面を示している。小型のため取扱いに不便な点もあるが、量産性、高感度、小型などの特長もあり、特殊ロードセルへの応用は有望である。

2.2 マイクロ化、集積化圧力センサ

シリコンの優れた機械的性質を利用し、シリコンの異方性エッチングや薄膜形成技術のIC製造技術を組み合わせたいわゆるマイクロマシニングによって加工された超小型の機械量センサの報告が近年活発に行われている[6][7]。

シリコン圧力センサの製造技術は、基本的にはIC製造技術を応用したものである[8][9]。そのため、小型化はICの微細加工技術の向上とともに進展してきたと言える。図3(a)は、実用レベルのシリコン圧力センサのダイヤフラム寸法(円形は直径、形は短辺)を小型化の指標として、その暦年における推移をプロットしたものである。参考にICメモリ(DRAM)の最小寸法の推移も示してある。拡散型のシリコン圧力センサが世に出た当初は直径が

図3 シリコン圧力センサのマイクロ化、集積化の推移

5[mm]程度であったが、15年の間に1/20以下に小型化されている。さらに、1990年代には100[μm]以下の時代に突入することになる。これを達成するためにはいくつかの技術の壁がある。そのうちの大きな壁のひとつとして、ダイアフラムのエッチング加工をあげることができる。

図3(c), (d)に、従来技術で最も小さい圧力センサの例を示す¹⁰⁾。ダイアフラムの寸法はそれぞれ0.5[mm]×1[mm]、0.2[mm]×0.4[mm]、センサチップの外形寸法は長さ3[mm]、幅1[mm]、厚さ0.2[mm]、及び長さ1.5[mm]×幅0.5[mm]×厚さ0.15[mm]と非常に小さい。

(100)面シリコン基板を用い、拡散ひずみゲージは[110]方向に形成されている。ダイアフラムは裏面より異方性エ

ッチングを行い、厚さ5[μm]程度に仕上げている。この圧力センサは超小型の特徴を生かし、カテーテル先端型圧力計として、または直接血管に挿入可能な体内留置小型圧力計として医療用に応用されている。ダイアフラムの加工には図3の加工法Aのように、両面リソグラフィーを行い表面にはひずみゲージの形成を、裏面からはシリコンの深いエッチングを行う必要がある。両面リソグラフィーの精度は低く、深いエッチングによって出来上がるダイアフラムの最小寸法は実用的には100[μm]が限界と考えられる。マイクロ圧力センサを実現するためには、図3の加工法Bに示すように、片面リソグラフィーで加工することが望ましい。これによってリソグラフィーのアライメント精度が確保でき、100[μm]以下のダイアフラムの加工が

可能となる。また手間のかかる両面リソグラフィーは不要となりセンサの製造コストの低減も期待できる。

しかしながら、現状のセンサチップはAの両面リソグラフィー型が多い。図3(b)を基本形とするセンサは国内だけでも年間1000万個以上製作されている。用途の多くは自動車用吸気負圧センサである。図3(d), (f)は写真に示すようにチップの中央部が圧力センサ、周辺は信号処理回路である。簡便な(f)型が有望視されている。

3. マイクロセンサの応用

3.1 注射針型圧力計で腰椎の荷重検出[11]

人間の椎間板にかかる荷重を測定するために、注射針型の圧力計を開発した。センサーとしては、長さ2[mm]、断面積が髪の毛程度の半導体バルクゲージ2本を使用、外径約0.2[mm]の薄肉ガラス管の中に接着剤で固定し、管の軸圧縮力を検出する“埋め込み型起歪管”とした[12]。図4の①, ②はそれぞれp型, n型の半導体ゲージであり、軸圧縮力によって前者は電気抵抗が減少し、後者は増加する。③はガラス管、④は硬質の接着剤である。

ダイヤフラムは厚さ7[μm]のステンレス板であり、図のように外側円筒に溶接されている。起歪管の一端はダイヤフラムの中央部に固定され、他端は2重円管に固着されている。ダイヤフラムの有効面積0.5[mm^2]に作用する圧力は起歪管を圧縮し、中に埋め込まれているゲージの抵抗を変化させる。p型及びn型ゲージでブリッジ回路を構成すれば、温度補償と出力増大の利点を得られる。

図5は、3本組構造の注射針型圧力計である。図のN₁

図4 注射針型圧力計 細管圧力計の受感部

図5 注射針型圧力計 (3本組構造)

は外径1.2[mm]の外筒注射針、N₂はマンドリル、N₃は受感細管であり、先端の円の中の部分は図1の受感部の構造と同じものである。この圧力計を利用し、従来計測できなかった椎間板の動的圧変化の試験結果を図6に示す[13]。

図の(a)及び(b)の姿勢で、物を持ち上げるときの腰椎に加わる圧変化の違いを示している。(a)は膝を真っすぐにして背を曲げる姿勢、(b)は膝を曲げて背を真っすぐにした場合である。グラフから、椎間板の負担は(b)の方が有利であることを示しているのが分かる。

3.2 集積化マイクロ圧力計

シリコン圧力センサの製造技術は、基本的にはIC製造技術を応用したものである。そのため、小型化はICの微細加工技術の向上とともに進展してきたといえる。拡散型のシリコン圧力センサが世に出た当初はダイヤフラムの直径が5[mm]程度であったが、15年の間に1/100以下に小形化されている。さらに、1990年代には40×40[μm]角に突入することになる(図3参照)。

図7は小型汎用圧力センサで、局所的部位の計測に適している。図8はその応用例である。

図6 負荷姿勢とL₃デスク(腰椎)の圧力変化

図7 シリコン薄形圧力センサ (単位・mm)

図8 ピストンランドの圧力測定

エンジンの燃焼効率を上げるので潤滑油の消費やピストリングの特性を知ることはきわめて重要である。そのためには運転中のピストンランドの圧力変化を計測することが有力手段である。ピストンの表面温度は $140\sim 260[^\circ\text{C}]$ であり溝は深さ $1.5[\text{mm}]$ 、幅 $2\sim 6[\text{mm}]$ である。図6の小型圧力センサを使用し、 $3000[\text{rpm}]$ の時に計測した結果は図8に示されている。

さらに小型化を進め、医用応用も試作した。受圧部は $0.2[\text{mm}]\times 0.4[\text{mm}]$ であり、裏面から受圧ダイヤフラムを加工できる限界に近い寸法である。この応用は医用電子圧力センサとして注射針の先端に組み込まれて臨床試験に使用されている。

3.3 カテーテル先端型圧力センサ[14]

圧力センサの構造を図9に示す。図に示すように、ピエゾ抵抗素子はダイヤフラムの中央だけでなく周辺の部分にも製作し、熱バランスを考慮した素子の分散と感度の向上を図っている。ダイヤフラムの寸法は $0.5\times 1.0[\text{mm}]$ 、板厚 $10[\mu\text{m}]$ で、圧力チップの表面と端部は窒化膜によるパッシベーションを施し、体液、血液からのイオン進入を防ぎ絶縁性の向上が図られている。

図9(b)は、圧力センサの構成図を示す。圧力チップは電気絶縁された金属製台座に軟接着され熱応力、パッケージ応力を緩和する工夫がなされている。シリコンダイヤフラムの裏面は、金属台座の孔とカテーテルチューブを介して大気圧とし、相対圧型の圧力センサを構成している。最終的に圧力チップの表面は医用シリコンゴムによりコーティングし、安全性の確保と血液凝固防止を図り、生体適合性を高めている。

3.4 多機能イオンセンサ[15]

多成分イオンを同時に計測できる小型センサができれば尿や血液中のイオン濃度を簡便に計測でき、在宅健康管理上及び臨床医学上重要な情報が得られる。pH、 Na^+ 、 K^+ イオンは生理学上大切な成分であり、濃度変化の計測は医療に重大な影響を与える。

IC技術を利用したイオンセンサの多機能複合化は

図9(a) 超小型圧力センサーチップ

図9(b) 超小型カテーテル先端型圧力センサー

図10 多機能イオンセンサーの構造

ISFET (イオン感応電界効果トランジスタ) 型が有望である。この原理は、FETの絶縁ゲート上のイオン感応膜の電荷によってソース、ドレイン間の電流が変化することを利用したトランジスタ増幅型である。したがって、集積密度の向上も感応膜の材質を選べば高感度も期待できる。

図10は試作例であり、(a)は平面図、(b)は断面図である。チップの大きさは幅 $0.5[\text{mm}]$ 、長さ $2.5[\text{mm}]$ 、厚さ $0.15[\text{mm}]$ であり、水素、ナトリウム、カリウムの各イオン成分を測定するためのISFETが複合化されている。それぞれのISFETは、pタイプの(100)面シリコンに酸化膜(SiO_2 ・厚さ $100[\text{nm}]$)と窒化膜(Si_3N_4 ・厚さ $200[\text{nm}]$)の2層膜をゲート絶縁膜とするnチャンネルFETプロセスで作られている窒化膜は水素イオン感応膜としても働く。ナトリウム及びカリウムイオン感応膜とし

ては、それぞれ、NASナトリウムアルミノシリケート) ガラス, バリノマイシンを含むポリ塩化ビニル膜が用いられている。

耐久性を増すために、センサの形状には二つの技術の工夫がなされている。ひとつは、イオン注入法によるナトリウム感応膜の形成であり、他はカリウムイオン感応膜の可塑剤に分子量 1500 から 8000 のポリエステルを用いたことである。

4. お わ り に

マイクロ化の利点をあげると次のようである。

- 1) 環境を乱さず自然状態に近い情報が得られる。
- 2) 省資源, 省エネルギー。
- 3) 集積密度の向上とシステムの高機能化が可能である
- 4) 微小部位の総合的状態量を各種センサの集合体で把握できる。
- 5) 局所的な運動状態を実時間に把握できる。

しかしながら、小型化だけでは画期的な新展開はむずかしいと思う。高精度化及び前述の利点は発揮できるが、まだ不十分な点が多い。そのひとつに全体の統合がある。マイクロ構造の個々の特性を統合して判断機能に結びつける仕組みの解明とアーキテクチャの構築である。大部分の生体は、計測、評価、制御、行動などを最適に近い状態で日常茶飯事に実施している。これらの仕組みをセンサ情報の処理機構として工学的に実現する研究、“センサフュージョン”が開始されている[16]。これからは個別の機能よりもそれらを統合して得られる総合出力が重要になってくる。特にマイクロ構造では、医療分野への新しい展開が強く望まれている。

参 考 文 献

- [1] くわしくは：豊田理化学研究所創立 30 周年記念号 P. 1, (1970)
- [2] C. Kittel : Solid State Phys. 91, P. 85~102, 1956
- [3] 五十嵐：BME, 3, 5, P. 1 1989.
- [4] 五十嵐：応用物理, 29, P. 73 1960.
- [5] 島岡, 塚田, 五十嵐：非破壊検査, 30, 9, P. 756, 1981.
- [6] K. E. Petersen : Proc. IEEE, 70, 5, P. 420, 1982.
- [7] Proc. Transducer '87-Tokyo, 1987, '89-Montoreux, 1989, '91-San-Francisco, 1991, '93-Yokohama, 1993.
- [8] S. Sugiyama et. al. : IEEE IEDM Tech. Digest, P. 184, 1986.
- [9] 杉山, 鈴木, 川畑, 島岡, 滝川, 五十嵐：電子情報通信学会研資, CPM 86-115, 1987.
- [10] 中島, 稲垣, 五十嵐, 北野：医用電子と生体工学, 23 特別号 P. 377, 1985.
- [11] 文献[1], P. 64, 1970.
- [12] T. Chiku, I. Igarashi : ISA Trans. 10, 35, 1971.
- [13] A. Nachemson : Intravital Dynamic Pressure Measurements in Lumbar Discs chalers univ. Sweden, 1970.
- [14] 稲垣, 水野, 五十嵐, 北野, 沖野ホカ：医用電子と生体工学特別号, 18, 1980, 19 1981.
- [15] I. Igarashi, T. Ito, T. Taguchi, O. Tabata and H. Inagaki : Sensors and Actuators, B1, P. 8, 1990.
- [16] 石川：センサフュージョン：第 30 回計測自動制御学会学術講演会予稿集, JSS, 7-3, P.857, (1991).

五十嵐伊勢美 (Iseki Igarashi)

昭和 30 年東京理大物理卒, 昭和 32 年(財)豊田理化学研究所研究員, 昭和 37 年(財)豊田中央研究所併任, 昭和 55 年同社取締役, 平成元年取締役副所長, 平成 3 年顧問, 平成 5 年嘱託(役員待遇)現在に至る。昭和 53 年科学技術庁長官賞受賞, 平成 2 年春藍綬褒章受賞, 工学博士, 半導体ひずみ計, カーエレクトロニクス, 医用電子, 各種半導体センサの研究, 計測自動制御学会, 応用物理学会, IEEE, 電気学会, 日本 ME 学会の会員。