ピエゾ抵抗カンチレバーを用いた MEMS センサデバイス

MEMS sensor devices with a piezo-resistive cantilever

松本 潔*

1. はじめに

本報告では、MEMS(Micro-Electro-Mechanical

Systems)技術によるピエゾ抵抗カンチレバーを応用し たセンサデバイスやアプリケーションについて述べる。 カンチレバーとは片持ち梁のことで、ここではサイズが 数百ミクロン以下のマイクロカンチレバーを対象とす る。マイクロカンチレバーの根元に歪により抵抗値が変 化するピエゾ抵抗部を形成しておき、カンチレバーの傾 きを抵抗変化として検出する。

マイクロカンチレバーは、古くは走査型プローブ顕微 鏡(SPM:Scanning Probe Microscope)の一種である原 子間力顕微鏡(AFM:Atomic Force Microscope)の探触 子として用いられ始めた。原子間力顕微鏡は、導電性の みならず非導電性の試料の表面をも、非常に高い垂直方 向および水平方向の分解能で画像化することができる。 計測には、マイクロカンチレバーを試料に接触あるいは 近づけた状態で走査しながら、カンチレバーのたわみを 高い分解能で検出する必要がある。たわみの検出手法と して、トンネル電流、光干渉、光てこ、静電容量等が用 いられていたが、装置が大型、複雑になるという問題が あった。それに対して、マイクロカンチレバーとピエゾ 抵抗効果を組み合わせ、抵抗変化としてカンチレバーの たわみを検出する手法が提案された[1]。ピエゾ抵抗効 果とは、圧抵抗効果とも呼ばれ、圧力や歪みによって、 金属や半導体の結晶格子構造、電子のエネルギー帯構造 に変化が起こり、それが電気抵抗や伝導率などの変化と なって現れるものである。古くから半導体歪みゲージや 圧力センサの検出機構として用いられていたが、それを カンチレバーに応用したのである。

筆者らのグループは、これまでにピエゾ抵抗カンチレ バーを用いた多くのセンサデバイスの研究開発を進め てきた。我々の技術の特徴は、非常に薄いカンチレバー 構造を用い、非常に高い検出感度を実現していることで ある。典型的な例では、カンチレバーの厚さは 300μm であり、力の分解能として 10pN 程度を実現している[2]。 このピエゾ抵抗カンチレバーを用いて、力や圧力、変位 などを高感度で検出し、さらにそれを応用して様々物理 量を検出するデバイスを研究、開発してきた。本論文で は、これまでに研究、開発してきたセンサデバイスやア プリケーションを、原理ごとに分類して紹介する。

2. ピエゾ抵抗カンチレバーの構造と製作プロセス

典型的なピエゾカンチレバーの例を、図1に示す。カ ンチレバーの厚さは300nmで、根元の2つのヒンジ部 にはピエゾ抵抗部が形成されており、カンチレバーの傾 きを抵抗変化として検出できる。カンチレバーの長さ、 幅は、この例ではそれぞれ100µm、100µmであるが、 これらの寸法はアプリケーションにより異なる。ピエゾ 抵抗カンチレバーの製造プロセスを図2に示す[2][3]。各 ステップにおける側面図は、それぞれの鳥瞰図における A-A '断面に対応する。基板材料として、p型にドープさ れたSOIウェハ(a p-type silicon-on-insulator wafer)を 用いている。このSOIウェハの各層の厚さは、デバイス Si層が290nm、SiO2層が400nm、またハンドルSi層は 300µmである。始めに、急速熱拡散によりSOIウェハ上 にn型のピエゾ抵抗層を形成する。抵抗層の厚さは 100nmであり、シート抵抗は200Q/sgである。次に、



図1 典型的なピエゾ抵抗カンチレバーの例



図2 ピエゾ抵抗カンチレバーの製作プロセス[3] Au層を形成し、パターニングを行う。このAu層をマス クにして、デバイスSi層をICP-RIE(inductively coupled plasma reactive ion etching)でエッチングす る。さらに、Au層を再度エッチングしてピエゾ抵抗部 の表面から金属層を除去し、電極を形成する。その後ハ ンドルSi層をICP-RIEでエッチングし、HF蒸気中で SiO2層をエッチングすることで、カンチレバーをリリ ースする。

3. ピエゾ抵抗カンチレバーを用いたセンサデバイ ス

3. 1 対象との接触力を直接測るデバイス

ピエゾ抵抗カンチレバーを用いる一番シンプルな応 用は、カンチレバーの先端で対象を操作し、その時の力 を計測するものである。これまでに、液中のマイクロパ ーツの壁面への吸着力を計測した研究[4]、蛍光ビーズ をスキャンして微小開口近傍の光近接場の計測を行っ た研究[5]、レセプタを塗布したカンチレバーとリガン ドの吸着力を測りタンパク質検出を行った研究[6]、リ ガンドを塗布したカンチレバーと細胞表面のレセプタ との吸着力を計測した研究[7]、微小液滴の振動や圧力 分布の計測を行った研究[8]-[10]を行って来た。 マイクロパーツの壁面への吸着力を計測した研究を 紹介する[4]。この研究の最終目標は、液中でマイクロ パーツを攪拌し、微小構造体を自己組み立てすることで ある。そのため、パーツの吸着力大きさを定量的に評価 する必要があった。吸着力の測定方法を図3に示す。液 中で、壁面に吸着しているマイクロパーツに対し、横か らカンチレバーを押し当て、パーツが滑るときの力を計 測する。

試作した力計測用のカンチレバーの例を図4に示す。 力の検出感度を高くするため、カンチレバーの長さを 200 μ m、350 μ mと長くした。350 μ m長のカンチレバー では、バネ剛性は1.0nN/ μ m、変位に対する感度は220 μ ϵ / μ mとなるよう設計した。この場合、力に対する感度 は220 μ ϵ /nNとなり、実験でもほぼ同じ値が得られて いる。

パーツの吸着力の測定を行った例を図5に示す。カン チレバーを横から一定速度でパーツに近づけて行く。a 点で接触し、押す力が増大してゆく。b点でパーツが壁 面から離れ、カンチレバーはスプリングバックして元の 位置に戻る。c点でパーツは再び壁面に吸着し、d点で離





図4 吸着力測定用ピエゾ抵抗カンチレバー[4]



れる。吸着力を計測できただけでなく、スティックスリ ップの様子もきれいに観察できた。

リガンドを塗布したカンチレバーと細胞表面のレセ プタとの結合力を計測した研究を紹介する[7]。細胞の 上皮成長因子受容体(Epidermal Growth Factor Receptor; EGFR)の密度を、リガンドとの吸着力により 評価するものである。図6に、実験の方法を示す。カン チレバーの先端に細胞のEGFRに反応するリガンドを 塗布しておき、細胞表面に押しつけた後引き離し、その 時の結合力を評価する。

試作したカンチレバーと、実験のセットアップを図7 に示す。カンチレバーの先端に金パッドを形成しておき、 その上にリガンドを固定した。金パッドへのリガンドの 固定には、アビジン-ビオチン結合を用いる。まず、チ オールが金膜上に自己組織化単分子膜を形成する性質 を利用し、カルボキシル基を持つチオールを金膜に塗布 する。次に、チオールのカルボキシル基をアビジン化す る。そこにビオチン化したリガンドを持ってくると、選 択的な吸着が起こる。

室温で細胞をインキュベーションしながら測定を行っ た。その結果を図8に示す。1nN以下の分解能で、結合 力の測定ができている。結合力は、インキュベーション の開始後20分で2.9nNであったのに対し、60分後には 1.1nNまで低下した。結合力の減少は、上皮成長因子受 容体とそのリガンドとの間の結合の数の減少を意味す る。したがってこの結果は、細胞表面受容体の発現レベ ルが室温でのインキュベーション時間とともに減少し ていることを示す。







図8 時間経過のよるレセプタの吸着力の変化[7]

3. 2 弾性体に埋め込んでその変形を測るデバ イス

ピエゾ抵抗カンチレバーを弾性体に埋め込むと、カン チレバーの形状は弾性体の変形に従うため、弾性体の変 形を電気信号として検出することができる。その典型的 な応用が触覚センサである。これまでに、3 軸触覚セン サ[11]、曲面配置可能な柔軟 3 軸触覚センサ[12]、チッ プ化した 3 軸触覚センサ[13]、皮膚構造を模擬した 3 軸 触覚センサ[14] [15]、微分特性を持つ触覚センサ[16]、 等の研究開発を行ってきた。

ロボット用3軸触覚センサのコンセプトを図9に示 す[13]。シリコーンゴム(PDMS)中にピエゾ抵抗カンチ レバーを持つ検出チップが埋め込まれている。このユニ ットをロボットハンドに装着することで、物品を把持す るときの圧力方向の1軸の力と、それと直交する滑り 方向の2軸のせん断力を検出することができる。

3 軸触覚センサの検出原理を図 10 に示す。x 軸方向 にせん断力 τx が加わると、弾性材料は図 10 (a) のよ うに変形する。この変形を、x 軸用のピエゾ抵抗カンチ レバーにより検出する。直交する方向に y 軸方向用の ピエゾ抵抗カンチレバーもあるが、カンチレバーのヒン ジ部の 2 つのピエゾ抵抗の変化が打ち消し合うため、 このカンチレバーは反応しない。図 10 (b) は、z 軸方 向の力を検出するための構造である。これはカンチレバ ー (片持ち梁) ではなく、両持ち梁構造となっており、 梁の両端にピエゾ抵抗部が形成されている。

試作したセンサチップを図 11 に示す。チップサイズ は 2mm 角である。図 11(b)は x、y 軸方向のせん断力を 検出するカンチレバーで、厚さ 300nm、長さ 300 μ m、 ヒンジ部の幅 25 μ m、抵抗値は約 2k Ω である。また図 11(c)は z 軸方向の力を検出する両持ち梁で、厚さ 300nm、長さ 400 μ m、梁の幅 80 μ m、抵抗値は約 0.5k Ω である。

センサチップの検出特性の例を図 12 に示す。x 軸方向 せん断力用のカンチレバーの抵抗変化率は、平均



図 10 触覚センサの検出原理[13]



図 11 試作した 3 軸触覚センサチップ[13]



図 12 x 軸方向のせん断力の検出特性[13]



図 13 試作した 3 軸触覚センサアレイ[13]



図 14 ロボットハンドに取り付けた 3 軸触覚センサ 485 μ ε/kPa であり、また良い直線性を有している。ま た z 方向の力に対しての感度は、395 μ ε/kPa であった。

試作したセンサチップをアレイ化した例を図 13 に示 す。3mm 厚の PDMS に 4×4 チップを埋め込んでいる。 図に示すとおり、曲面に配置することも可能である。

触覚センサを応用した例を紹介する。少子高齢社会を サポートするための家事支援ロボットが提案されてい る[17]。図14は、食事の後片付けを支援するキッチン ロボットのハンドに、触覚センサを取り付けた例である。 触覚情報から食器の滑りやすさを判定し、適切な把持力 で皿やコップのハンドリングを行うことができる。

3.3 空気の流れあるいは振動を測るデバイス ピエゾ抵抗カンチレバーで空気の流れを受けて流速を、 また流れの動的な変化から音を計測できる。これまでに、 羽ばたき飛行機の翼前縁の空気の流れを測った研究 [18]、アザミウマの翅の空気流に対する抵抗を評価した 研究[19]、パーティクルセンサの研究[20]、などを行っ て来た。また音を計測する研究として、気柱共鳴を用い た超音波センサ[21]、ヘルムホルツ共鳴を用いた超音波 センサ[22]、共鳴菅を用いた音源探索の研究[23]、など がある。

ピエゾ抵抗カンチレバーを用いたパーティクルセン サを紹介する[20]。クリーンルームなどで空気の清浄度 を測るパーティクルセンサは、パーティクルに光を照射 し、散乱光を検出する原理が用いられている。そのため、 光を発生させるためのレーザダイオード、散乱光を計測 するためのフォトダイオード、レーザ光や散乱光を集光 するレンズ系などが必要となる。そこで、カンチレバー を用いて簡単な構造でパーティクルセンサを構成した。

パーティクルセンサの構造を図15に示す。空気の流 れを作り、その中にカンチレバーを配置する。カンチレ バーの出力の低い周波数成分から、空気の流速が計測で きる。またパーティクルがカンチレバーに衝突すると、 振動が起きる。振動の生起した回数から、パーティクル の衝突数が計測できる。空気の流速と衝突数から、単位 空気量あたりのパーティクル数が算出できることにな る。

図16(a)に、カンチレバーへパーティクルが衝突した 時の様子を示す。(i)から(v)まで、t=0.8、0.9、1.0、1.1、 1.2msの写真である。t=0.9msの時に衝突し、その後は じけて放散している。衝突時のカンチレバーの出力波形 の様子を図16(b)に示す。衝突によりカンチレバーが加 振され、固有周波数で振動する。また図16(c)は風速と



図15 ピエゾ抵抗カンチレバーを用いたパーティク ルセンサ[20]



図16 パーティクル衝突時の様子とセンサの出力 [20]

パーティクル衝突時のカンチレバーの出力振幅の関係 を示した図である。同サイズのパーティクルを用いた実 験であったため、風速と出力振幅の間には相関がある。

ピエゾ抵抗カンチレバーとキャビティによる気柱共 鳴現象を組み合わせた超音波センサの研究を行った [21]。このセンサは、特定周波数の超音波のみがキャビ ティで共鳴、増幅されるため、鋭い周波数特性を示すセ ンサとなり、減衰や外乱に強くなることが期待される。

超音波センサの構造を図17に示す。ピエゾ抵抗カン チレバーの下に1/4波長の気柱共鳴を起こすキャビティ を配置する。試作した超音波センサを図18に示す。カ ンチレバーの厚さ、幅、長さはそれぞれ300nm、16µm、 80µmである。カンチレバー、キャビティとも、共振周 波数がおよそ30kHzとなるように設計した。

図19は、超音波に対するセンサ出力の評価を行った 結果である。カンチレバー単体での共振周波数は 30.7kHzであり、50mm離れた位置からの一定出力の超 音波に対するセンサの出力電圧は38.4mVであった。カ ンチレバー下部にキャビティを設置した場合、センサの 出力電圧は30.9kHzで475mVの最大電圧となった。こ れらから、キャビティにより22 dB感度が向上したこと になる。また図19から、共振特性も鋭くなっているこ とがわかる。

3. 4 空気の差圧を測るデバイス

ピエゾ抵抗カンチレバーとその周囲との間隔を狭く しておき、空気が通りにくくしておくと、カンチレバー の上下面の差圧を測ることができる。その様子を図20 に示す。前出の図1に示したカンチレバーはまさにそう なっており、カンチレバーの受圧部の寸法が100µm× 100µmであるのに対し、その周囲との間隔は5µmと狭 くしてある[3]。また差圧の検出感度は非常に高く、 0.02Paの分解能を実現している。差圧センサを利用し て、翼の面圧を測定した研究を紹介する。人工翼の面圧 を計測した研究[24]、羽ばたき機の飛翔時の翼圧を計測 した研究[25] [26]、蝶の翼の面圧を計測した研究[27]



図17 気柱共鳴を用いた超音波センサ[21]











図21 蝶の翅に取り付けた差圧センサ[28]





[28]、などである。また、差圧センサを利用して、3 次元風速センサを構成した研究がある[29]。

蝶の翅に差圧センサを取り付けて、飛翔時の翼圧を測 定した例を示す[28]。差圧センサを翅に取り付けた様子 を図21に示す。センサチップと配線の総重量は4.5 mg であり、蝶の翼重量の10%以下であるため、飛翔への影 響は少ないと考えられる。

蝶が飛び立つときの、翼圧の変化の様子を図22に示 す[27]。また詳細な計測の結果[28]、計測された圧力の 絶対値の平均は、前翅の先端、中央、根元でそれぞれ 7.4、5.5、2.1Pa、後翅の中央では2.1 Paであった。また前翅にかかる圧力の瞬間値は蝶の翼面荷重の10倍の 10Paに達した。

現在風速を測るセンサは、加熱した物体からの熱の放 散量を量る熱線風速計が主流である。しかしこの方式で は、風の方向を3次元で計測することができない。そこ で、カンチレバーを用いた差圧センサと流路を組み合わ せ、風速を3次元で計測するセンサを開発した[29]。

3次元風速センサの構造を、図23に示す。SOI基板の 面内に、3つの差圧センサを配置する。さらに、x、y、 z方向に伸びたチャネルを持つ構造体をシリコーンゴム で作り、基板を上下から挟み込む形でセンサを構成する。 試作した風速センサの写真を図24に示す。センサの外 形は、直径10mmのボール状とした。風速の計測実験



図23 3次元風速センサの構造[29]



図24 試作した3次元風速センサ



の結果を、図25に示す。風洞内で風を流し、y軸を風と 直交する方向とし、センサをy軸まわりに回転させた時 の各軸の出力をプロットしている。おおよそ期待通りの サイン状、コサイン状の出力が得られている。z軸出力 の90°付近の乱れは、配線を引き出すプリント基板の影 響と思われる。3m/sの風を計測したときの誤差は、約 0.4m/s(RMSE)であった。

3.5 キャビティと外界との差圧を測るデバイ ス空気の差圧を測るデバイス

ピエゾ抵抗カンチレバーの差圧センサの下に、キャビ ティを設けておく。そうすると、このキャビティの圧力 を基準として、外界の圧力を測ることができる。これを 応用した研究として、高感度な気圧センサの研究[30] [31]、カンチレバーのギャップを液体で封止した絶対圧 センサの研究[32]、水中マイクの研究[33]、などがある。

一般的な気圧センサは、ダイアフラムと密閉型キャビ ティを用いているため、感度を向上させることが難しい。 そこで、高感度化を目指して、カンチレバーと非密閉型 キャビティを用いた気圧センサを提案した[30][31]。気 圧センサの構造を、図26に示す。カンチレバーを用い た差圧センサの下に、キャビティを設けておく。カンチ レバーと周囲のエアギャップは1.7 µmとした。キャビ ティ内外で気圧の差が起こると、キャビティに出入りす る空気流が生じ、その大きさがカンチレバーで計測され る。空気流が生じるとキャビティ内外の気圧差は解消さ れ、出力はゼロとなる。したがってこのセンサは、気圧 の変化分、すなわち気気圧変化の微分値に比例する値を 出力することになる。

図27に、気圧センサを持って階段を下りたときの波 形を示す。11段の階段を下りたときの波形で、振幅は およそ1500με_{pp}である。この波形を積分したものが、 図27(下)である。階段1段の高さは18 cmであり、きれ いに再現できていることがわかる。

図28は、カンチレバーのギャップを液体で封止する ことで空気の出入りをなくし、絶対圧を検出できるよう にしたセンサである[32]。またこのセンサをこのまま 水中にいれると、水中マイクとして動作する[33]。



図26 キャビティ付きカンチレバーによる気圧セン サ[30]

a) Air leakage through the air-gap of the cantilever



-11-



図28 絶対圧センサ

3. 6 キャビティと外界との差圧を測るデバイ ス空気の差圧を測るデバイス

ピエゾ抵抗カンチレバーを液体と空気との界面に配 置した構造では、カンチレバーの運動は液体界面の運動 に従い、液体界面の波、すなわち液体表面波を検出する ことができる。空気中のカンチレバーは、その固有振動 数以上の周波数では感度が低下するため、あまり検出帯 域を広げることができない。しかしこのデバイスでは、 カンチレバーは液体の表面波に従って変形するように なり、空気中の固有振動数よりずっと高い周波数まで検 出帯域を広げることができる。また液体を介して振動を 検出するため、非測定物とのインタフェースが容易とな る。

インタフェースの容易性を生かした研究として、筋音 の計測[34]、脈波伝搬の研究[35]、等がある。広帯域の 検出特性を生かした研究として、広帯域力覚センサの研 究[36]、広帯域筋音センサの研究[37]、がある。またカ ンチレバーではなく両持ち梁であるが、界面に配置する ことによる広帯域性を生かした、AE(Acoustic Emission)センサの研究[38]、AEセンサを用いた弾性波 計測の研究[39]、が進められている。

広帯域力覚センサの構造を図29に示す[36]。ピエゾ抵 抗カンチレバーの上に液体を載せ、パリレンを直接蒸着 して封止する。さらにその上から、PDMSで封止する。 カや振動は、この多層構造を介してカンチレバーに伝わ る。検出ユニットが4つあるのは、圧力方向の力だけで なく、検出ユニット間の差分をとることでせん断方向の 力を検出するためである。カンチレバーの周囲と側壁の ギャップは2µmとしてあり、ここから液体が漏れること はない。試作したセンサの写真を図30に示す。荷重検 定の結果、このセンサは圧力方向40kPa、せん断方向 30kPaの範囲で高い直線性を有することを確認した。さ らに、このセンサを圧力方向に加振したときの、応答特 性を図31に示す。共振ピークが170kHzに現れ、1MHz 以上の振動まで検出できていることがわかる。



図29 広帯域力覚センサの構造[36]



図30 広帯域力覚センサの構造[36]





図32 AE(Acoustic Emission)センサの構造[38]

広帯域力覚センサの高い周波数までの検出能力を生かしたものが、AEセンサの研究である[38]。コンクリートや鋼材のクラックが進展するとき、Acoustic Emissionと呼ばれる超音波振動が発生する。その振動はコンクリートでは50kHz、鋼材では200kHzにピークを持つ。AEセンサの構造を図32に示す。液体との界面に検出部を設けるのは同じであるが、より液漏れしにくいように、カンチレバーに代わって両持ち梁が用いられている。このセンサを用いて、インフラのモニタリングの研究が行われている[39]。

4. まとめ

ピエゾ抵抗カンチレバーを用いた多くのセンサデバ イスを提案した。カンチレバーの厚さは 300µm と薄く することで、力の分解能として 10pN 程度を実現した。 さらにこのカンチレバーを応用して、対象との接触力を 測る計測デバイス、弾性体に埋め込んだ触覚センサ、空 気の流れを測るパーティクルセンサや超音波マイク、差 圧センサによる翼の圧力計測、キャビティと差圧を用い る気圧センサ、液体界面にカンチレバー配置した広帯域 センサ、等の研究開発を進めてきた。ピエゾ抵抗カンチ レバーの応用は、今後さらに広がって行くだろうと考え ている。

参考文献

[1] M. Tortonese, R. C. Barrett, and C. F. Quate "Atomic resolution with an atomic force microscope using piezoresistive detection," Applied Physics Letters, Vol. 62, No. 8, pp. 834-836, 1993 [2] Murat Gel, Isao Shimoyama, "Force sensing submicrometer thick cantilevers with ultra-thin piezoresistors by rapid thermal diffusion," Journal of Micromechanics and Microengineering, vol. 14, no. 3, pp. 423–428, 2003

[3] Hidetoshi Takahashi, Nguyen Minh Dung, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama, "Differential pressure sensor using a piezoresistive cantilever," Journal of Micromechanics and Microengineering, vol. 22, no. 5, Article Number 055015, 2012

[4] Hiroaki Onoe, Murat Gel, Kazunori Hoshino, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama, "Direct measurement of the binding force between micro-fabricated particles and a planar surface in aqueous solution by force-sensing piezoresistive cantilevers," Langmuir, Vol.21, No.24, pp.11251-11261, 2005

[5] Tetsuo Kan, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama, "Piezoresistor-equipped fluorescence-based cantilever probe for near-field scanning," Review of Scientific Instruments, Vol.78, No.8, Article Number 083106, 2007

[6] Kenta Kuwana, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama, "Measurementa of Binding Force between a Receptor-coated Cantilever and a Ligand-coated Surface for Protein Sensor," The 11th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences (uTAS2007)", pp.1095-1097, 2007

[7] Kenta Kuwana, Yun Jung Heo, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama, "Measurement Method of Cell-surface Receptor Concentration Using Antibody Conjugated Piezoresistive Cantilever," The 13th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences(microTAS2009), pp.2022-2024, 2009

[8] Thanh-Vinh Nguyen, Minh-Dung Nguyen, Hidetoshi Takahashi, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "Viscosity measurement based on the tapping-induced free vibration of sessile droplets using MEMS-based piezoresistive cantilevers," Lab on a Chip, The Royal Society of Chemistry, Vol. 15, No,18, pp. 3670–3676, 2015

[9] Nguyen Thanh-Vinh, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "A VISCOMETER BASED ON VIBRATION OF DROPLETS ON A PIEZORESISTIVE CANTILEVER ARRAY," The 28th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '15), 2015

[10] Nguyen Thanh-Vinh1, Kiyoshi Matsumoto1, and Isao Shimoyama, "PRESSURE DISTRIBUTION ON THE CONTACT AREA DURING THE IMPACT OF A DROPLET ON A TEXTURED SURFACE," The 29th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '16), 2016

[11] Kentaro Noda, Kazunori Hoshino, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama, " A Shear Stress Sensor for Tactile Sensing with the Piezoresistive Cantilever Standing in Elastic Material," Sensors and Actuators A: Physical, Vol.127, No.2, pp.295-301, 2006

[12] Kentaro Noda, Hiroaki Onoe, Eiji Iwase, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "Flexible tactile sensor for shear stress measurement using transferred sub-µm-thick Si piezoresistive cantilevers," Journal of Micromechanics and Microengineering, vol.22, no. 11, article no. 115025, 2012

[13] Yusuke Tanaka, Akihito Nakai, Eiji Iwase, Takanori Goto, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama, "Triaxial Tactile Sensor Chips with Piezoresistive Cantilevers Mountable on Curved Surface," Asia-Pacific Conference on Transducers and Micro-Nano Technology 2008 (APCOT2008), pp.1B1-1, 2008

[14] Kentaro Noda, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama, "Tactile sensor with standing piezoresistive cantilevers covered with 2-layer skin type structures for texture detection of object surface," The 2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS2008), pp.3953-3958, 2008

[15] Kentaro Noda, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "Skin-type Tactile Sensor Using Standing Piezoresistive Cantilever for Micro Structure Detection," The 9th Annual IEEE Conference on Sensors (Sensors2010), pp. 2089-2092, 2010

[16] Kentaro Noda, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama,"Flexible tactile sensor sheet with liquid filter for shear force detection," The 22nd IEEE International Conference on Micro

Electro Mechanical Systems (MEMS '09), pp.785-788, 2009

[17] Kimitoshi Yamazaki, Ryohei Ueda, Shunichi Nozawa, Mitsuharu Kojima, Kei Okada, Kiyoshi Matsumoto, Masaru Ishikawa, Isao Shimoyama, and Masayuki Inaba, "Home-Assistant Robot for an Aging Society," Proceedings of the IEEE, Vol.100, no.8, pp.2429-2441, 2012

[18] Hidetosh Takahashi, Eiji Iwase, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama, "Air Flow Senser for an Insect-Like Flapping Wing," The 21st IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '08), pp.916-919, 2008

[19] Hidetoshi Takahashi, Ken Sato, Minh-Dung Nguyen, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "Characteristic evaluation of a bristled wing using mechanical models of a thrips wings with MEMS piezoresistive cantilevers," Journal of Biomechanical Science and Engineering, vol. 10, no. 2, paper no.14-00233, 2014

[20] Hidetoshi Takahashi, Tetsuo Kan, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "Simultaneous detection of particles and airflow with a MEMS piezoresistive cantilever," Measurement Science and Technology, vol. 24, no.2, article no. 025107, 2013
[21] Seiichi Yoshimi, Kazunori Hoshino, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama, "A Cantilever Microphone Using Resonance of Closed-End Air Columns," The 19th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '06), pp.574-577, 2006

[22] Hidetoshi Takahashi, Akira Suzuki, Eiji Iwase, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "MEMS microphone with a micro Helmholtz resonator," Journal of Micromechanics and Microengineering, vol. 22, no.8, article no. 085019, 2012

[23] Minh Dung Nguyen, Akira Inaba, Hideotoshi Takahashi, Eiji Iwase, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama, "Sound Direction Sensor with an Acoustic Channel," Proceedings of the 23rd IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS2010), pp.655-658, 2010

[24] Hidetoshi Takahashi, Kiyoshi Matsumoto, Isao
 Shimoyama, "Air pressure sensor for an insect wing," The 22nd
 IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical
 Systems (MEMS '09), pp.825-828, 2009

[25] Hidetoshi Takahashi, Yuichiro Aoyama, Kazuharu Ohsawa, Hiroto Tanaka, Eiji Iwase, Kiyoshi Matsumoto and Isao Shimoyama, "Differential Pressure Measurement Using A Free-Flying Insect-Like Ornithopter with A MEMS Sensor," Bioinspiration and Biomimetics, Vol. 5, No. 3, 036005, 2010

[26] Hidetoshi Takahashi, Ken Sato, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "Measuring differential pressures with multiple MEMS sensors during takeoff of an insect-like ornithopter," Journal of Biomechanical Science and Engineering, vol. 9, no. 1, article no. JBSE0004, 2014

[27] Hidetoshi Takahashi, Kiyoshi Matsumoto, Isao Shimoyama, "Measurement of Differential Pressure on a Butterfly Wing," Proceedings of the 23rd IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS2010), pp.63-66, 2010

[28] Hidetoshi Takahashi, Hiroto Tanaka, Kiyoshi Matsumoto and Isao Shimoyama, "Differential pressure distribution measurement with an MEMS sensor on a free-flying butterfly wing," Bioinspiration & Biomimetics, vol.7, no. 036020, 2012 [29] Nguyen Minh-Dung, Hidetoshi Takahashi, Kenta Kuwana, Tomoyuki Takahata, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "3D Airflow Velocity Vector Sensor," The 24th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems

(MEMS '11), pp. 513-516, 2011

[30] Nguyen Minh Dung, Hidetoshi Takahashi, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "Barometric pressure change measurement," The 16th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (Transducers2011), pp. 898-901, 2011

[31] Nguyen Minh-Dung, Hidetoshi Takahashi, Takeshi Uchiyama, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "A barometric pressure sensor based on the air-gap scale effect in a cantilever," Applied Physics Letters, Vol.103, no.14, article no. 143505, 2013

[32] Nguyen Minh-Dung, Phan Hoang-Phuong, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "A SENSITIVE LIQUID-CANTILEVER DIAPHRAGM FOR PRESSURE SENSOR," The 26th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '13), 2013

[33] Nguyen Minh-Dung, Phan Hoang-Phuong, Kyoshi Matsumoto and Isao Shimoyama, "A HYDROPHONE USING LIQUID TO BRIDGE THE GAP OF A PIEZO-RESISTIVE CANTILEVER," The 17th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (Transducers), 2013

[34] Tomonori Kaneko, Nguyen Minh-Dung, Ryo Aoki, Tomoyuki Takahata, Kiyoshi Matsumoto and Isao Shimoyama, "MEASUREMENT OF MECHANOMYOGRAM," The 27th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '14), 2014

[35] T. Kaneko, N. Minh-Dung, P. Quang-Khang, Y. Takei, T. Takahata, K. Matsumoto, and I. Shimoyama, "PULSE WAVE MEASUREMENT IN HUMAN USING PIEZORESISTIVE CANTILEVER ON LIQUID," The 28th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '15), 2015

[36] Pham Quang-Khang, Nguyen Minh-Dung, Nguyen Binh-Khiem, Hoang-Phuong Phan, Kyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "MULTI-AXIS FORCE SENSOR WITH DYNAMIC RANGE UP TO ULTRASONIC," The 27th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '14), 2014

[37] Ryo Aoki, Yusuke Takei, Nguyen Minh-Dung, Tomoyuki Takahata, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "DETECTION OF HIGH-FREQUENCY COMPONENT OF MECHANOMYOGRAM," The 29th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS '16), 2016

[38] Q.-K. Pham, M.D. Nguyen, K. Matsumoto, and I. Shimoyama, "ACOUSTIC EMISSION SENSOR USING LIQUID-ON-BEAM STRUCTURE," The 18th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (Transducers), 2015

[39] Takahiro Omori, Takashi Usui, Kazuo Watabe, Minh-Dung Nguyen, Kiyoshi Matsumoto, and Isao Shimoyama, "Elastic wave measurement using a MEMS AE sensor," 8th

International Conference on Acoustic Emission, Kyoto, Japan,

5-9 December, pp.339-344, 2016