鼓膜温計用サーミスタ・ボロメータ

非会員 工藤 剛, 非会員 池辺晋一郎 (テルモ株式会社)

非会員 佐藤浩明, 非会員 井無田秀司 (テルモ株式会社)

非会員 大村 現, 非会員 佐々木雄一 (テルモ株式会社)

正 員 小松 清 (テルモ株式会社), 正 員 木村 光照 (東北学院大学)

A Thermistor Bolometer for a Clinical Tympanic Thermometer

Takeshi Kudoh, Non-member, Shin-ichiro Ikebe, Non-member,

Hiroaki Satow, Non-member, Syuji Imuta, Non-member,

Gen Ohmura, Non-member, Yuichi Sasaki, Non-member, Kiyoshi Komatsu, Member

(TERUMO CORPORATION)

and

Mitsuteru Kimura, Member (Tohoku-Gakuin University)

A thermistor bolometer (an infrared radiation sensor) for a clinical tympanic thermometer has been newly developed and quantitatively evaluated. In order to mount the sensor on a tip of a flexible probe and to insert it into human's auricle, the sensor is completed in a very small size (2.2mm×2.3mm×0.8mm) using silicon micromachining technologies. Further the sensor can selectively detect the infrared radiation only from a tympanic membrane.

The sensor has been designed especially concerning the reduction of heat loss. To realize high sensitivity, a pair of infrared sensing regions of the sensor is made in the shape of micro-air-bridge. It is encapsulated in a vacuum micro-chamber conformed between silicon substrates. The effectiveness of vacuum encapsulation is clearly proved by experiment.

The sensor shows the sufficient performance for the tympanic thermometer with the sensitivity of 5000V/W and the noise equivalent temperature difference (NETD) of 0.062°C at a D.C. bias voltage of 1.56 V.

キーワード：赤外線センサ, マイクロマシニング, 鼓膜温計, マイクロブリッジ

1. まえがき

ヒトの体温は、ホルモンの量や交感神経系の制御、血液の流量、免疫の働きなどによって変化する生態情報の一つである。それゆえに、体温はヒトの体調を如実に反映する有益な指標であり、体温を測定することは医師が患者の容態を知るうえで欠かせない手段となっている。体温の測定には、これまで水銀式や電子式の体温計が用いられてきたが、近年、鼓膜が放射する赤外線の強度から体温を測定する鼓膜温計（耳式体温計、赤外線体温計）が国内でも市販されるようになってきた。これらは、鼓膜に非接触で短時間（数秒以内）のうちに体温が測定でき、使用時の痛みや不快感、感染の恐れが少ないなどの長所を有することか

ら、主に病院を中心に普及しつつある^{(1)~(5)}。また、鼓膜温は外気温に左右されにくく、人体の視床下部付近の温度（核心温）を反映しているともいわれている^{(6),(7)}。

ところで、鼓膜温計に用いられる赤外線センサと鼓膜の温度差は高々、数度～十数度であるため、センサが鼓膜から受け取る赤外線は極めて微弱である。それゆえに、鼓膜の温度を高精度で測定するには、センサは鼓膜の近くで、可能ならば外耳道の中で用いるべきである。一方、現在、市販の鼓膜温計の多くには、既製のサーモパイル式あるいは焦電式の赤外線センサが用いられているが、絶対温度を検知するために別途にサーミスタが必要なうえ、外耳道にセンサを挿入するには大きすぎる。現状ではプローブ内に細い金属管を用意して外耳道に挿入し、その内壁を導光管

として鼓膜からの赤外線をセンサに導く方式としているが、硬直な導光管の先端が鼓膜を正しく捉えていないことが懸念されるなど、既存の鼓膜温計はまだ臨床的な評価が十分に確立されるには至っていない(8),(9)。

これらの現状を考慮し、鼓膜温計ではフレキシブル（柔軟）なプローブとして、その先端にセンサを装着して外耳道に挿入出来ることが必要との考えに基づき、小型の赤外線センサ（サーミスタ・ボロメータ）の開発をすすめてきた(10)。本論文では、鼓膜温計用に開発したセンサについて、構造と設計方針ならびに性能の定量的な評価結果を報告する。

2. センサの設計

本センサの設計に当たっては、先端にセンサを取り付けたプローブが外耳道（大人ではおよそ $\phi 9$ ）に挿入できるように小型化を前提とし、その上で十分な感度とSN比を確保することを主眼とした。

サーミスタ・ボロメータは、赤外線を受光することで感温部を加熱し、その温度変化を電気的に検出する。すなわち、センサ感温部の温度上昇が出来るだけ大きくなるように設計することが高感度化に直接、反映する。そこで、感温部の赤外線受光量、熱の散逸量と温度上昇の関係を解析し、十分な温度上昇を得るのに適した構造を考案した。また、センサを外耳道に挿入する場合、外耳道からの熱伝導によってセンサ全体が暖められるなど、鼓膜以外の熱源の存在が無視できない。この影響を取り除くため、鼓膜からの赤外線入射による温度上昇を他の熱源によるものから区別して選択的に検出する方法を合わせて検討した。

(2・1) 熱散逸の経路 センサ感温部の温度上昇 ΔT (K)は、感温部が受光する赤外線のエネルギー W (W)により次式で表される(11)。

$$C(d\Delta T/dt) + G\Delta T = W \quad \dots\dots\dots (1)$$

ここに、 C (J/K)：センサ感温部の熱容量、

G (W/K)：熱散逸の熱コンダクタンス、である。

入射赤外線エネルギーと熱の散逸量が平衡に達したとき、 ΔT は最大値となり飽和する。このとき、 $d\Delta T/dt$ は零となるため、 ΔT の最大値は、

$$\Delta T = W/G \quad \dots\dots\dots (2)$$

と表される。つまり、同じ赤外線エネルギーを受光しても熱の散逸量を低減することが出来れば、より大きな温度上昇が得られることになる。熱の散逸の経路は、①感温部を支持する部材を経由し、センサ基体へ伝わるものと、②感温部から直接、周囲の空気へ伝わるものを考慮し、それぞれについて熱コンダクタンスの低減方法を検討した。

(2・2) センサ基体への熱散逸の低減 熱が固体を伝わる場合の熱コンダクタンスは、材質の熱伝導率が温度や場所に依らず一定とすると、熱伝導路の断面積に比例して増大し、長さに反比例して減少する。すなわち、感温部を支持する部材は出来るだけ幅を狭く、厚さを薄くし、長さを長くすることで熱の散逸を少なくできる。一方、入射エネ

ルギー密度が一定であれば、受光面積は広い方がより多くの赤外線を受光できる。そこで、図1に示すように、センサの赤外線を受光する部分は円形に面積を拡大し、それを4本の細い梁で支持するマイクロブリッジ構造とした。赤外線受光部上に薄膜サーミスタを設けて感温部とし、一対の支持梁上に形成した電気配線を介して感温部の温度変化を電気信号として取り出す仕組みである。

赤外線受光部の形状設計に際し、感温部の温度分布や受光部直径の適切な値を求めるため、有限要素法を用いた熱伝達シミュレーションにより解析を行った。前述のように、熱コンダクタンスを低減するにはマイクロブリッジの全長 L は出来るだけ長いことが望ましいが、本センサではセンサ全体の大きさの制約から $L=1380\mu\text{m}$ と規定される。また、作製プロセスを検討した結果、受光部は厚さ $6\mu\text{m}$ 、支持梁は厚さ $2\mu\text{m}$ 、幅 $10\mu\text{m}$ 及び $20\mu\text{m}$ としたとき十分な歩留まりが得られたため、シミュレーションでもこの数値を用いることとした。なお、マイクロブリッジ構造体の熱伝導率は、主材質のシリコンオキシナイトライドと配線用金属、サーミスタ材料それぞれの熱伝導率の平均的な値を用いた。受光部の輻射率を1、熱源は温度 37°C と仮定し、境界条件はブリッジ支持端が温度 20°C に固定されているとした。また、後述のように、感温部は真空雰囲気中に設置するので、シミュレーションでもマイクロブリッジから空気へ伝わる熱量は十分小さいと仮定した。

図1 マイクロブリッジ形状
赤外線受光部の模式図

Fig.1. Schematic diagram of infrared radiation receiver in the shape of micro-air-bridge.

これらの条件下で、赤外線受光部の温度分布をシミュレーションした一例を図2(受光部の直径 a を $600\mu\text{m}$ とした場合)に示す。支持梁の一対が幅 $10\mu\text{m}$ 、もう一対が幅 $20\mu\text{m}$ と異なるため、受光部内で温度分布は非対称となるが、受光部内の温度差は約 0.01°C で、ほぼ全面で均一な温度になっていることがわかる。また、温度勾配は支持梁の部分に集中しており(図2では支持梁上の等温線を省略した)、マイクロブリッジ構造が、感温部をセンサ基体から熱的に絶縁する上で効果的であることが裏付けられた。

図2 赤外線受光部の温度分布シミュレーションの一例

Fig.2. Temperature distribution in the infrared receiver by FEM simulation.

ところで、マイクロブリッジの支持部間の距離が一定の場合、受光部を大きくすると赤外線の受光量が増大する反面、支持梁が短くなるので熱の散逸量も大きくなる。逆に受光部径を小さくした場合には受光量は減少するものの、支持梁の熱コンダクタンスを小さくできる。このように、感温部の温度上昇 ΔT は受光部直径と梁の長さの兼ね合いになると推定されるため、感温部の温度上昇とブリッジ全長に対する受光部直径の比率(a/L)の相関を求めた。シミュレーションに適用した境界条件や主な仮定は、温度分布の解析と同様である。図3は、 a/L に対して ΔT をプロットしたグラフであるが、予測したように $a/L \approx 0.7 \sim 0.8$ のとき ΔT が極大となることが明らかとなった。この解析結果を参考に、本センサではマイクロブリッジ形成の歩留まりや光遮蔽効果等を考慮して $a = 600 \mu\text{m}$ とした。

<2.3> 空気への熱散逸量の低減 本センサの赤外線受光部は、前述のようにごく薄いマイクロブリッジ形状にしている。このため、赤外線受光部の面積に比べて熱容量

図3 受光部直径/ブリッジ全長(a/L)と温度上昇 ΔT の相関

Fig.3. Relationship between the temperature rise ΔT and the ratio of a/L .

が相対的に小さくなり、感温部周囲の空気へ散逸する熱量が無視できなくなることが予測された。著者らの一連の予備実験では、センサの出力は感温部周囲の空気の圧力に強く依存し、ある圧力以下に減圧すると出力が急激に増大する傾向が示された。この傾向は、感温部周囲の気体分子の密度が低下するにつれて、感温部から気体へ伝わる熱量が減少するためと考えたと説明がつく。そこで、前述の形状に作製した感温部を真空容器内に設置し、一定量の赤外線を照射しながら容器内の圧力を徐々に低下させてセンサ出力を測定した。図4にその一例を示す。圧力が100Paより低くなるとセンサ出力は急激に増加し始め、 3×10^{-2} Paより低圧にすると大気圧のときに比べて約30倍の出力が得られた。この結果は、本センサのマイクロブリッジ構造の感温部では、支持梁を経由する熱の散逸よりも空気への熱の散逸が主流であることを明確に示している。

このように、感温部の周囲を真空にすることは高感度なセンサを実現する上で非常に効果的な方法であることから、本センサは図5のように感温部を真空中に保持するためキャビティ構造とした。センサは単結晶のシリコン基板を三層に重ね合わせた構造で、チップの外形を小型

図4 感温部周囲の圧力によるセンサ出力の変化

Fig.4. Relative response as a function of ambient pressure around the heat sensitive portion.

図5 鼓膜温計用赤外線センサの構造

Fig.5. Schematic diagram of the infrared radiation sensor for a clinical tympanic thermometer.

(2.2mm×2.3mm×0.8mm)にした。マイクロブリッジを形成したシリコン基板を中央にして、真空雰囲気中で上下から蓋をするように他のシリコン基板を位置合わせし、低融点合金を用いた溶融接合により真空封止を実現した。センサは、図5で上側の面を鼓膜に向け、赤外線入射窓を通して赤外線を受光部に導く。赤外線遮蔽膜や入射窓については次節で述べる。

<2.4> 差分検出による背景加熱の除去 本センサは外耳道に挿入して用いるので、鼓膜からの赤外線による温度上昇を外耳道からの熱伝導によるものと区別して検出する機能が必要である。筆者らは、外耳道がセンサ全体を加熱することに着目し、一つのチップに同一形状の感温部を二つ設けて、両者の差動出力を検出する方法を考案した。

図6に、マイクロブリッジ形状にした一対の感温部(SEM写真)を示す。一方の感温部(センシング・サーミスタ)だけに赤外線が入射し、もう一方(リファレンス・サーミスタ)には入射しないようにする目的で、センサの赤外線入射面に遮蔽膜を形成し、その一部に入射窓を設けた(図5参照)。入射窓の大きさは、センサに対して斜めに

図6 薄膜サーミスタを載せた赤外線受光部
Fig.6. SEM photograph of the fabricated micro air-bridge with thin film thermistors.

図7 測定系のブロック図
Fig.7. Block diagram of a measurement system.

入射した赤外線がリファレンス側に達しないようにすることを考慮して、直径を427 μm に設定した。

3. 実験

センサ特性の測定に用いた実験系を図7に示す。精密に温度制御した黒体炉を熱源とし、熱源とセンサの間に熱遮蔽用シャッターを設けた。パーソナルコンピュータへデータを取り込みながらシャッターを開け閉めし、あらかじめ設定した時間だけ熱源がセンサの視野に入るようにした。

ところで、本センサは指向性があり、赤外線が入射窓に対して垂直に入射した時に最も高い感度を示し、斜め入射になるに従って感度は低下する。垂直入射時のセンサ出力を基準にして、一定の入射光量下でセンサの出力が1/2となる入射角は $\pm 25^\circ$ であった。

センシング・サーミスタ、リファレンス・サーミスタそれぞれからの電気信号は差動増幅回路に入力し、赤外線入射による差分だけを検出できるようにした。なお、各サーミスタの直流バイアス電圧は、感温部の温度すなわちサーミスタのインピーダンスに応じて若干異なるが、感温部の温度が20.0℃のとき1.56Vである。増幅回路の帯域は23Hz、利得は26.8dBであるが、以下の議論ではセンサの正味の性能を示すため、感度は利得を0dBに換算して求めた数値を示す。

4. 結果と考察

試作した赤外線センサの応答を図8に示す。センサ内のキャビティは真空中に封じているので、シャッターを開けるとセンシング・サーミスタの出力に大きな変化が現れるが、それと同時に、遮蔽したリファレンス・サーミスタの出力も上昇している。この理由は、赤外線の照射によりセンサチップ全体が暖められ、その熱がキャビティ内壁からの輻射によって両方のサーミスタに伝わったためと考えられる。

図8 センサの赤外線応答出力
Fig.8. Relative response of the infrared radiation sensor.

図9 センシング・リファレンスサーミスタ間の
差動出力応答

Fig.9. Differential output between the receiver
and the reference thermistors.

このため、二つのサーミスタ間の差分を検出し、赤外線入射窓を透過して感温部に達した赤外線による温度上昇だけを取り出すことを試みた。図9は図8のデータからセンシング側とリファレンス側の差分を求めたグラフであるが、この図からセンサが熱遮蔽シャッターの開閉に応じてステップ応答していることがわかる。一つのセンサに二つの感温部を設けて各々をセンシング、リファレンスとして用い、両者の差動を得る方法が、コモンモードの熱雑音の除去に非常に効果的であることが実証できた。

なお、サーミスタ・インピーダンスの温度依存性から求めたサーミスタ定数（B定数）は4200 K、センサの感度 R_V は5000 V/Wで、熱時定数 τ は0.91 sであった。

雑音等価温度指数(noise equivalent temperature difference: NETD)はセンサが識別できる熱源の最小温度変化を表し、測定に用いる電子回路も含めた系全体のSN比が1になるときの温度差に相当する。NETDの値が小さいほど、センサは熱源の微小な温度変化を検出できることを意味するが、その値は次式で表されると考えられる。

図10 センサ出力電圧の熱源温度依存性
Fig.10. Sensor output as a function of
temperature of the black body.

$$\text{NETD} = V_N \frac{\Delta T_B}{\Delta V_S} \quad \dots\dots\dots (3)$$

ここで、 ΔT_B : 黒体熱源の温度変化、 ΔV_S : ΔT_B の温度変化に相当する出力電圧の変化、 V_N : 測定系の雑音レベル（実効値）である。）である。

図10に、熱源の温度に対応したセンサの出力電圧を示す。この温度依存性と V_N の値(0.45 mV)からNETDは0.062 °Cと求められ、本センサで温度分解能が0.1 °Cの鼓膜温計に十分な性能が得られた。

高精度な温度測定に用いるセンサは、単に感度が高いだけでなく、性能を評価する指標としてNETDをより重視する必要がある。また、種々の温度センサの性能を比較する場合は、赤外線集光系や電気的な信号処理による利得を1に換算した数値に依るべきで、そうすることによりセンサ単体の性能を公平に比較することが可能になる。

鼓膜温計に用いる赤外線センサは、感度とNETDが良好なことに加えて、鼓膜からの赤外線を選択的に検出し、他の熱源の影響を除去する機能も必要である。本センサの赤外線入射窓は、この目的に沿って大きさや位置を設定した。ただし、赤外線入射窓の直径（ d ）は赤外線受光部のそれ（ a ）より小さいため、窓がない場合に比べて赤外線の入射量は減少する。例えばシミュレーションで、赤外線入射窓を大きくし、 $d = a$ としたと仮定すると、入射光量の増加によりNETDが0.025 °Cに向上する結果が得られた。

体温計測では絶対温度を知る必要があるため、センサ基板（マイクロブリッジ上ではない部分）にもう一つの薄膜サーミスタを設け、センサ自体の絶対温度が測定できるようにしている。外耳道からセンサへの熱伝導を左右するプローブの形状、材質等も含めて、センサ基板の絶対温度と差分温度上昇から演算処理により鼓膜温を求める方法を検討している。

センサの入射窓材は単結晶シリコンであり、鼓膜が放射する赤外線（ピーク波長：10 μ m前後）の透過率が高いものの、空気に対する屈折率が大きいため入射面で反射が生じる。試作したセンサでは特に反射防止膜を設けておらず、反射により約45%の損失が見込まれている。センサの感度を高めるには、入射窓に反射防止膜を設けることが有効なことは明白で、現在、生体への無害性やプロセスとの整合を考慮して適切な誘電体反射防止膜の適用を検討している。

センサの微小なキャビティ内で真空が保たれているのは注目すべきことで、単結晶シリコンからの放出ガスが極めて少ないことを示唆している。単結晶シリコンは加工性が高く、パーキングも可能であり、真空容器の材料として優れた性質を持ち合わせることが明らかとなった。

また、赤外線受光部を構成するマイクロブリッジは、歩留まりを考慮して現状の厚さとしているが、より薄くできればそれに伴って熱容量と熱コンダクタンスを低減できる。従って、マイクロブリッジの薄膜化はセンサの応答速

度の改善（熱時定数の短縮）と高感度化に効果があるものと期待できる。さらに、感温部の周囲を真空にして熱絶縁性を高めたことは本センサの特徴の一つであるが、その効果はShibataら⁽¹²⁾のサーモパイルに関する研究報告と比較しても顕著に表れている。これは、本センサのマイクロブリッジが、Shibataらのものと比較して断面積が小さく、より熱絶縁性が高いためと考えられる。

5. まとめ

本センサは鼓膜温計への適用を目的としたもので、柔軟なプローブの先端に装着し、外耳道に挿入できるよう小型に作製した。また、鼓膜からの赤外線を選択的に検出するのに適した構造を有している。感温部をマイクロブリッジ上に形成し、さらにその周囲を真空にして熱の散逸を極力低減したこと、二つの感温部の差動出力を得てコモンモードの熱雑音を除去したことにより、感度：5000V/W、NETD：0.062℃の性能が得られ、鼓膜温計用センサとして十分な性能を有することが明らかになった。

本センサを構成する薄膜サーミスタ、赤外線受光マイクロブリッジ、電気配線等の構造およびキャビティの真空封止は全てマイクロマシン技術によるウエハプロセスで実現した。パッチプロセスにより一度に多数個のセンサが加工できるため、製造コストが安価になると期待される。

（平成7年12月25日受付、平成8年4月8日再受付）

文 献

- (1) 水谷太郎・田島啓一・遠藤拓男・石沢由美子・内藤裕史：「麻酔中体温モニターとしての鼓膜温および直腸温の評価」, 日本手術部医学会誌, 10, 4, 461～463 (1989) .
- (2) S.Summers: "Axillary, Tympanic, and Esophageal Temperature Measurement: Descriptive Comparisons in Postanesthesia Patients", *J. Post Anesthesia Nursing*, 8, 6, 420～426 (1991).
- (3) B. K. Mana, D. J. Treloar, D. Midiga: "Comparison of rectal, axillary tympanic membrane temperature in infants and young children", *Annals of Emergency Medicine*, 41～44 (1991).
- (4) J. Jakobsson, A. Nilsson, L. Corlsson: "Core temperature measured in the auricular canal: Comparison between four different tympanic thermometers", *Acta Anesthesiol Scand.*, 819～824 (1992).
- (5) J. Newbold: "Evaluation of a new infrared tympanic thermometer: A comparison of three brands", *J. Pediatric Scand.*, 6, 4 (1991).
- (6) T. Matsumoto, K. Kosaka, S. Nagasaki: "Basic and clinical evaluation of the radiation tympanic thermometer", *Japanese J. Biometer*, 29, 119～125 (1992).
- (7) 内野欣司：「ヒト鼓膜温の生理学的意義」日本生理学雑誌, 51, 387～404 (1989) .
- (8) 松村千穂子・華岡由香里・今井真：「ユニークな鼓膜計OTOTEMP300の使用経験」臨床体温, 11, 2, 172～176 (1991).
- (9) 戸川達男：「鼓膜式温度計の現状」臨床体温, 13, 1, 19～23 (1993) .
- (10) T.Mori, T. Kudoh, K. Komatsu and M. Kimura: "Vacuum-Encapsulated Thermister Bolometer Type Miniature Infrared Sensor", *Proc. IEEE MEMS Workshop, Ohio, Japan*, 257～262 (1994).
- (11) 木村光照：「熱形赤外線センサ」オプトロニクス, 129, 104～111 (1992) .
- (12) C. Shibata, C. Kimura and K. Mikami: "Far infrared sensor with thermopile structure", *Proc. 1st Sensor Symp. Tokyo, Japan*, 221～225 (1981).

工 藤 剛

（非会員）1963年3月2日生まれ。1987年3月東北大学大学院工学研究科博士前期課程応用物理学専攻修了。同年4月テルモ（株）入社。87年～90年東北大学工学研究科にて集積化小型センサの研究に携わる。89年12月より研究開発センター勤務。マイクロマシン用エネルギー供給源や医療用センサの開発に従事。

池 辺 晋 一 郎

（非会員）1967年4月25日生まれ。90年3月東京理科大学理学部応用物理学科卒業。92年3月東京理科大学大学院理学研究科博士前期物理学専攻修了。同年4月テルモ（株）入社。主として物理センサ開発に従事、現在に至る。

佐 藤 浩 明

（非会員）1968年2月23日生まれ。92年3月九州大学工学部電気工学科卒業。同年4月テルモ（株）入社、現在に至る。次世代センサ協議会会員。

大村 現

(非会員) 1969年7月11日生まれ。93年3月東京電機大学工学部電気工学科卒業。同年4月テルモ(株)入社、現在に至る。

井無田秀司

(非会員) 1971年3月14日生まれ。93年3月九州工業大学情報工学部機械システム工学科卒業。同年4月テルモ(株)入社、現在に至る。

佐々木雄一

(非会員) 1973年6月6日生まれ。94年3月一関工業高等専門学校制御情報工学科卒業。同年4月テルモ(株)入社、現在に至る。

小松 清

(正員) 1949年4月16日生まれ。81年電気通信大学修士課程修了。磁性理論、電子スピン共鳴を研究。同年4月日本真空技術(株)入社。超高真空技術、超高真空による表面分析(UHV-IMMA, SIMS, AES, ESCA)、半導体製造装置の研究開発。88年1月テルモ(株)入社。主に、医療用センサの開発に従事。現在、研究開発センター主任研究員。マイクロマシン技術によるセンサ、アクチュエータを開発、現在に至る。

木村 光照

(正員) 1942年11月14日生まれ。61年～63年、現在の(株)リコー勤務。67年3月電気通信大学電気通信学部卒業。74年3月東北大学大学院工学研究科博士課程電子工学専攻修了。工学博士。同年4月東北学院大学工学部講師。86年8月～87年3月米国カリフォルニア大学バークレイ校客員研究員。88年4月より教授、現在に至る。半導体をベースにした各種デバイス、センサの開発研究に従事。応用物理学会、電子情報通信学会、電気学会、日本応用磁気学会、IEEE、MRS会員。