Electrode Potentials of a Silver-Silver Chloride Electrode vs. Temperature for Biosensors

Isao Dendo Member (Tohoku Institute of Technology, dendo@tohtech.ac.jp)

Kana Seki Non-member (Tohoku Institute of Technology, k-seki@tohtech.ac.jp)

Keywords : silver-silver chloride electrode, electrochemical sensor, biosensor, isothermal coefficient, non-isothermal coefficient, thermal coefficient

The temperature coefficients of the electrode potential of a silver-silver chloride electrode vs. silver-silver chloride electrode are experimentally examined in potassium chloride or sodium chloride solutions. The aim of these experiments is to make clear the effect of temperature on the potentials of silver-silver chloride electrodes in those solutions for micro biosensor applications.

The silver-silver chloride electrode is electrolytically processed in potassium chloride or sodium chloride solutions of 1[mol/kg] at room temperature. The length and diameter of the electrode are 20[mm] and 3[mm], respectively. The deposited amount of silver chloride on the electrode surface is apparently 3[C/cm²] at the current density of 1[mA/cm²].

The electrode potential derived from the Nernst equation is given by the ionic activity of chloride and the temperature. Non-isothermal coefficients, or thermal coefficients of silver-silver chloride electrode potentials in the concentrations of 0.1 to 1[mol/kg] are measured in the range of 15 to 45[°C]. The non-isothermal state is the state of the different temperature of solutions of a sample electrode and the reference. The non-isothermal potentials vs. temperature characteristics in 0.1~1[mol/kg] of potassium chloride are shown in Fig. 1. The coefficients in potassium chloride and sodium chloride solutions vs. the ionic activities are shown in Fig. 2. They are 0.42[mV/°C] at 0.1[mol/kg] and 0.26[mV/°C] at 1[mol/kg] in potassium chloride, and almost the same in sodium chloride solutions.

Isothermal coefficients are also measured. The isothermal state is the state of both of a sample electrode and the reference are in the same temperature solution. Although the isothermal

coefficient must theoretically be zero by definition for all temperatures, the difference of potentials between a pair of electrodes, which is called as offset voltage, appears practically, because of the ununiformity of the electrode surfaces. An example of behavior of isothermal potentials is shown in Fig. 3. The isothermal coefficients in potassium chloride are 3~4[μV/°C] in 0.1[mol/kg] and 0.3[μV/°C] in 1[mol/kg] at the steady state of the temperature. They are less than 1/100 times of their non-isothermal coefficients. The values are depending on the degree of the uniformity of electrode surface. There is no difference on the behavior in potassium and sodium chloride solutions.

Fig. 2. Non-isothermal Coefficient of *Ag-AgCl* Electrode Potentials vs. Ionic Activity of Chloride in *KCl* Solutions

Fig. 1. Non-isothermal *Ag-AgCl* Electrode Potentials V_{AB} vs. Temperature in *KCl* Solutions

Fig. 3. Isothermal *Ag-AgCl* Electrode Potentials V_{AB} vs. Temperature in *KCl* Solutions

バイオセンサ用銀-塩化銀電極の電極電位—温度特性

正員 田頭 功* 非会員 関 加奈*

Electrode Potentials of a Silver-Silver Chloride Electrode vs. Temperature for Biosensors

Isao Dendo*, Member, Kana Seki*, Non-member

The aim of this study is to make clear the effect of temperature on the potentials of silver-silver chloride ($Ag-AgCl$) electrodes in potassium chloride (KCl) and sodium chloride ($NaCl$) solutions for micro biosensor applications. Non-isothermal coefficients, or thermal coefficient of $Ag-AgCl$ electrodes in the concentrations of 0.1 to 1.0 [mol/kg] were experimentally measured in the range of 15 to 45 [°C]. The electrode was prepared by electrolytical process in KCl or $NaCl$ solutions. The length and diameter of the electrode are 20 [mm] and 3 [mm], respectively. The coefficients in KCl solutions were 0.42 [mV/°C] in 0.1 [mol/kg] and 0.26 [mV/°C] in 1.0 [mol/kg] and almost the same in $NaCl$ solutions. Isothermal coefficients were also measured. Although the coefficients must theoretically be zero by definition for all temperatures, the difference of potentials between a pair of electrodes which is called as offset voltage appears practically. They were 3~4 [μV/°C] in 0.1 [mol/kg] and 0.3 [μV/°C] in 1 [mol/kg] at the steady state of temperature. The values were depending on the degree of the uniformity of electrode surface.

キーワード：銀-塩化銀電極，電気化学センサ，バイオセンサ，等温温度係数，非等温温度係数，熱温度係数

Keywords：silver-silver chloride electrode, electrochemical sensor, biosensor, isothermal coefficient, non-isothermal coefficient, thermal coefficient

1. まえがき

生体内の電気的信号の導出や電気化学的原理を利用した生体用センサには，銀-塩化銀電極がよく用いられる。生体計測において重要な電極として，銀-塩化銀電極の特性に関する多くの研究報告(1)~(3)などがある。しかし，具体的な生体計測においては，いろいろな課題に直面することが多い。

本研究では，その課題の 1 つである電気化学的原理を利用したマイクロバイオセンサなどを念頭に，電極電位の温度の影響に関する実験的な検討を行ったので報告する。

ここではセンサが計測対象とする量が電圧信号である場合を想定し，1 対の銀-塩化銀電極間の電位差，すなわち電極間オフセット電圧の温度特性について調べた。温度状態としては，実際にセンサ使用時に考えられるつぎの 2 つの場合を選んだ。1 つは，1 対の電極間の溶液温度が過渡的に異なった値になる非等温 (non-isothermal) 状態であり，もう 1 つは，2 つの電極は共に等しい温度に置かれながら温度が変化する等温 (isothermal) 状態である。なお，この実験では電解溶液として最も代表的な塩化カリウム溶液を使用

したが，比較のために塩化ナトリウム溶液についても実験を行った。

非等温状態における単位温度変化による電極間オフセット電圧の変化量，すなわち非等温温度係数 (non-isothermal coefficient) はネルンストの式から理論的に求められる。その温度係数は塩化物イオン濃度により異なるが，溶液濃度 0.1~1.0 [mol/kg] において実測された値は理論値によく一致する結果をここに示す。また，1 対の電極が置かれた溶液の温度が同時に変化する等温状態では，理論的には温度変化による電極電位は同様に変わるのでオフセット電圧の変化は考えられない。しかし，実際には電極表面状態の不均一性のために温度変化の影響が生じる。その等温温度係数 (isothermal coefficient) は，非等温電位係数の 1/100 程度であることを等温電位特性により示す。

2. 電極電位と電気化学センサの構造

〈2・1〉 電極電位 塩化物イオン Cl^- を含む電解溶液中における銀-塩化銀電極の電極反応は次式で示される。

上式の反応に対する平衡電極電位 $V_{Ag-AgCl}$ はネルンストの式からつぎのように与えられる。

$$V_{Ag-AgCl} = V_{Ag-AgCl}^0 - \frac{RT}{F} \ln a_{Cl^-} \cdots \cdots (2)$$

ここで， $V_{Ag-AgCl}^0$ は銀-塩化銀電極の標準電極電位 (イオン

* 東北工業大学工学部環境情報工学科
〒982-8577 仙台市太白区八木山香澄町 35-1
Dept. of Environmental Information Engineering, Tohoku Institute of Technology
35-1 Kasumicyo Yagiyama, Taihaku-ku, Sendai 982-8577

Fig. 1. A Schematic Model of Chemical Sensor

活量 $a_{Cl^-} = 1$ のときの標準水素電極電位に対する電位), a_{Cl^-} は塩化物イオンの活量である。また, R , T , F はそれぞれ気体定数, 絶対温度, ファラデー定数を表す。

〈2・2〉 電気化学センサの構造 電気化学的原理を用いたセンサの構造は Fig. 1 に示すような形からなるのが一般的である。バイオセンサの場合は, 塩化物イオン Cl^- を含む電解溶液中で使用されることがほとんどであり, 銀-塩化銀電極は電位検出用電極としては最適な電極である。

ここでは, 基準電位を得るための参照電極 (reference electrode) と信号変換部 (sensing part) 内部の電位信号検出用電極 (sensing electrode) のそれぞれが銀-塩化銀電極から構成されているものと仮定する。

参照電極に対する信号電極間の電圧 V_{AB} は, 検出信号 V_s と銀-塩化銀電極対のオフセット電圧 V_{offset} から成り, 次式のように示される。

$$V_{AB} = V_s + V_{offset} \quad (3)$$

したがって信号 V_s を高精度で得るためには, 電極オフセット電圧は検出信号に比べて十分小さいこと, あるいは使用条件下においてオフセット電圧の変化分が無視できることが望まれる。

3. 実験方法

〈3・1〉 銀-塩化銀電極の作製方法 本実験に用いた銀-塩化銀電極の作製には, 前報⁽⁴⁾と同様に電極母材には直径 3[mm], 純度 99.99%の銀線を使用し, 塩化カリウム溶液または塩化ナトリウム溶液 (0.1~1.0[mol/kg]) 中での電解法によった。電極の長さは 20[mm]で, 塩化銀の電解析出量は 3[C/cm²]である。実験に用いた電極の構造を Fig. 2 に示す。

〈3・2〉 電解溶液および温度制御方法 実験に使用した溶液は, イオン交換水の蒸留水 (WAQ123, ヤマト) を用い, 試薬特級塩化カリウム, あるいは塩化ナトリウム (和光純薬工業) により調合した。

試験用電極セルの温度制御は以下のようなものである。すなわち, 1 対の電極システムにおいて, 溶液は通じているがそれぞれの電極周囲の溶液温度を異なった状態に保持するために, 次項で説明するような二重構造のガラス容器を用いた。この電極セルシステムを断熱材で覆い, 恒温電磁シールド室 (PID 連続温度制御, 2×2×2[m³]) 内に入れた。さらにシールド室が置かれた実験室は空調 (on-off 制御) し, 全体で

Fig. 2. Schematic Structure of Ag-AgCl Electrode

Fig. 3. Schematic Structure of Ag-AgCl Electrode Cell for Non-isothermal System

三重の温度制御を行った。試験用電極セルの温度制御の範囲は 15~45℃であり, その安定度は電位計測期間 (最長時間 100 時間) 内で±0.05℃以内である。また, 温度制御は, LabVIEW 7.1 (National Instruments) によった。

〈3・3〉 非等温状態における電極電位の温度特性 同じ溶液内において 1 対の電極システム, すなわち 1 対の電極 A, B をそれぞれ異なる溶液温度状態にするために Fig. 3 に示すような二重セル形恒温システムを用意した。セル A, セル B のそれぞれの外側槽は自作ベルチエ熱交換素子装置 (SL-20WW, 冷却能力: 100W, 日本プロア) により温度制御された循環水が試験用セル内の溶液温度を強制的に一定値に保つようにした。2つのセルの内部溶液 (それぞれの溶液量: 約 200[ml]) の連結部には, 溶液間における対流を防ぐ目的で荒目のガラスフィルタを入れた。

〈3・4〉 等温状態における電極電位の温度特性 同じ溶液内にある 1 対の銀-塩化銀電極の電極電位差は, 温度が変化しても理論的には常にゼロである。ここでは, 温度を変えて十分時間をかけた定常状態において上述の関係がどの程度成り立つかを実験的に確認する目的で, Fig. 4 のようなシステムを用いた。電極セル内の液量は約 400[ml], 熱交換器には SL-40W (冷却能力: 200W, 日本プロア) を使用した。

〈3・5〉 電極電位と温度の計測 電極電位計測には, FET 入力, 低入力電流, 高安定度オペアンプ OPA111BM

Fig. 4. Isothermal Electrode Potential Measurement System

(Burr-Brown),あるいはチョッパ・スタビライズドオペアンプ MAX421(Maxim)により構成された自作プリアンプを用いた。また低熱起電力シールドケーブル (Keithley SC123)を使用し、熱起電力の影響に十分注意した。周波数帯域は $DC \sim 0.1[\text{Hz}]$ である。

溶液温度の計測には、先端部の直径約 $1.5[\text{mm}]$ のビート形サーミスタ 402ET ($R_{25}=4\text{k}\Omega$, $B(K)=3,100$, 石塚電子), また温度制御用としては白金測温抵抗体センサ (Model R060-11, Pt100, CHINO)を用い、それぞれ水晶温度計 (DMT-600, 東京電波)により校正した。

なお、計測されたそれぞれの電極電位と温度データは、LabVIEW 7.1により収集、表示、保存処理を行った。

4. 実験結果

〈4・1〉 非等温電極電位—温度特性 同じ溶液温度状態にある1対の銀-塩化銀電極システムにおいて、基準とする電極Bの溶液温度を一定 ($T_B=25.0[^\circ\text{C}]$)とし、試験用電極Aの溶液温度 T_A を $15 \sim 45[^\circ\text{C}]$ の範囲で変えたときの電極Aの電極Bに対する電極電位の関係を Fig. 3の計測システムにより計測した。このような状態は非等温と呼ばれる。Fig. 5にその測定結果を示すが、同図の上部には $90[\text{min}]$ 毎に $5[^\circ\text{C}]$ の間隔で変化させた溶液温度 T_A ,そして同下部には基準電極Bに対する試験電極Aの電極電位 V_{AB} が示されている。なお Fig. 3のセルA内には、2本の試験電極が示されているが、これは電極サンプル間の計測データの再現性を確認するために同時に複数個の試験電極を用いたことを示すものである。

溶液の濃度は、 $0.1 \sim 1.0[\text{mol/kg}]$ の範囲で変えた。Fig. 6に塩化カリウム溶液における濃度別の非等温電極電位—温度特性を示す。Fig. 6の非等温電極電位—温度特性において、 25°C 近傍における勾配から求めた塩化カリウム溶液中の非等温温度係数とイオン活量との関係を Fig. 7に示す。この温度係数は熱温度係数 (thermal coefficient) と呼ばれることもある。同図中に直線で示されている理論値は、文献(5)より得られる非等温に対する標準電極電位の温度係数とネルンストの式の第2項から算出したものである。同図には参考として、塩化ナトリウム溶液における温度係数も示す。な

Fig. 5. Non-isothermal Electrode Potentials and One Temperature Cycle in 1mol KCl Solution

Fig. 6. Non-isothermal Electrode Potentials V_{AB} vs. Temperatures in KCl Solutions

お、溶液濃度からイオン活量を求めるための平均イオン活量係数は文献(6)によった。

Table 1に、塩化カリウムと塩化ナトリウム溶液の濃度 $0.1 \sim 1.0[\text{mol/kg}]$ に対応する塩化物イオンのイオン活量とそれに対する非等温温度係数のネルンストの式より得られる理論値と実験で得られた実測値をまとめて示す。

〈4・2〉 等温電極電位—温度特性 溶液中の1対の銀-塩化銀電極の温度が定常状態にあるとき、その電極間の電極電位は理論的にはゼロになる。しかし実際には、電極表面の不均一性のためにある値、すなわち電極オフセット電圧を示すことが一般的である。このオフセット値は、電解処理後の数日間は一方向に変化するドリフト現象があり、その後ある値に落ち着く。同一溶液内において試料電極を並列接続して電解処理をした場合、そのオフセット電圧のバラツキ範囲を小さくすることができる。

ここでは電極電位が十分に安定になった電極を用いて、Fig. 4の装置により溶液温度を変えたときの電極間のオフセット電圧の様子、すなわち等温特性を調べた。溶液温度が一定値になった時の定常電圧値をプロットした結果が Fig.8である。なお、 $25[^\circ\text{C}]$ における電極オフセット電圧は、

溶液濃度により $\pm 20[\mu\text{V}]$ 程度の差異があるが、ここでは比較のため $0[\text{V}]$ に合わせて表示した。

5. 考 察

〈5・1〉 電極電位および温度計測の信頼性 電極電位の計測は、〈3・5〉節に述べたように自作直流差動増幅器によった。入力端子のリーク電流は数 pA 程度（実測値）であり、実験に使用した銀-塩化銀電極（見かけの電極面積：約 $2[\text{cm}^2]$ ）に対してはリーク電流の影響は無視できる値である。また、計測周波数帯域は $\text{DC}\sim 0.1[\text{Hz}]$ とした。長時間（約 24 時間）における信頼性（ゆらぎおよびドリフト電圧）は $\pm 0.5[\mu\text{V}]$ 以内であった。また、電極電位の計測ではハム雑音等の外来雑音を避ける目的で、1 対の試料電極と同種の銀-塩化銀電極を基準とする電極セル構成にした（Fig. 3, Fig. 4 参照）。溶液温度は、ビート形サーミスタを用い水晶温度計（確度： $0.01[^\circ\text{C}]$ ）により校正して計測した。長時間における安定度は $\pm 0.005[^\circ\text{C}]$ であった。以上のことから実験で得られた電極電位および温度計測の信頼性は十分であると考ええる。

なお、電位および温度計測におけるデータ処理には、LabVIEW 7.1 を利用し、データ収集は $1[\text{min}]$ 毎に行った。

〈5・2〉 電極電位の再現性 測定に用いた銀-塩化銀電極は電解処理後に約 2 週間程度エイジングすると電極電位の差は数 $10[\mu\text{V}]$ 以内になった⁽⁴⁾。本測定では 10 本の電極を同時に作製し、試料電極はそこから選択して使用した。

電極電位の非等温温度特性を調べるために、Fig. 5 のような温度サイクル（時間間隔： $90[\text{min}]$ ，温度ステップ： $5[^\circ\text{C}]$ ，温度範囲： $15\sim 45[^\circ\text{C}]$ ，開始温度： $25[^\circ\text{C}]$ ，終了温度： $25[^\circ\text{C}]$ ，総ステップ数：17，1 サイクル周期：約 $26[\text{hr}]$ ）を用いた。

電極電位計測においてはヒステリシス特性がみられるが $\pm 10\%$ 以内に収まるまでサイクルを続けた。多くの場合は 3

サイクルで条件は満たされた。また、サンプル間の再現性をみるために同一電極セル内に 2 組の電極対を設け、サンプル間の差異も監視した。ただし溶液濃度が $0.1[\text{mol/kg}]$ の場合は、温度を変えたときの電極電位が安定になるまでの時間が、より高濃度溶液の時に比べて長い時間を要するため、測定の 1 ステップ当りの時間を $2\sim 5[\text{hr}]$ とし十分な時間をかけて安定化させながら測定した。

〈5・3〉 電極電位の非等温温度特性 Fig. 7 の電極電位の理論的非等温温度係数 k_T は、ネルンストの式から次式のように求められる。

$$k_T = \frac{\partial V_{\text{Ag-AgCl}}}{\partial T} = \frac{\partial V_{\text{Ag-AgCl}}^0}{\partial T} - \left(\frac{R}{F} \right) \ln a_{\text{Cl}^-} \quad (4)$$

上式の第 1 項は標準電極電位の温度係数であるが文献(5)より得られる $0.213[\text{mV/deg}]$ の値を用いた。また第 2 項は塩化物イオン活量から求められるが、塩化カリウムおよび塩化ナトリウム溶液のイオン活量の算出は、文献(6)の平均イオン活量係数によった。

塩化カリウム溶液中において実測された非等温温度係数

Fig. 7. Non-isothermal Temperature Coefficient of Electrode Potential vs. Ionic Activity of Chloride in KCl and NaCl Solutions

Table 1. Non-isothermal Coefficient of Ag-AgCl Electrode Potential vs. Ionic Activity of Chloride in KCl and NaCl Solutions

(a) KCl Solution				
Concentration [mol/kg]	Ionic Activity [mol/kg]	Non-isothermal coefficient [mV/°C]		Error [%]
		Theoretical	Measured	
0.1	0.077	0.434	0.421	-3.0
0.2	0.144	0.380	0.381	0.26
0.3	0.206	0.349	0.359	2.87
0.5	0.326	0.310	0.319	2.90
1.0	0.604	0.256	0.258	0.78
	1.000	0.213 ^{*)}		

^{*)} cited from reference (5)

(b) NaCl Solution				
Concentration [mol/kg]	Ionic Activity [mol/kg]	Thermal coefficient [mV/°C]		Error [%]
		Theoretical	Measured	
0.1	0.078	0.433	0.413	-4.6
0.2	0.147	0.378	0.359	-5.1
0.3	0.213	0.346	0.327	-5.5
0.5	0.341	0.306	0.280	-8.4
1.0	0.657	0.249	0.219	-12.1

Fig. 8. Isothermal Electrode Potentials V_{AB} vs. Temperatures in KCl Solutions

は、Fig. 7 または Table 1(a) に示すように理論値によく一致した。また、塩化ナトリウム溶液においても同表(b)のようにほぼ一致するが、理論値に比べて若干小さい値を示した。この理論値の(4)式による計算では、塩化物イオン活量の温度依存性はあまり大きくないこと⁽⁷⁾、またその対数値であることを考慮して塩化物イオン活量を一定値として計算した。さらに、溶液間の温度が異なる場合に生じる熱液間電位 (thermal liquid junction potential⁽⁵⁾、アニオン、カチオンの拡散係数の温度係数差による拡散電位) の影響などが原因と考えられるが、詳しくは不明である。

なお試料用銀-塩化銀電極の電解処理は、塩化カリウムあるいは塩化ナトリウム溶液の2種類の溶液中で処理したが、それらの電極間に温度特性の差異はみられなかった。

〈5・4〉 電極電位の等温温度特性 1 対の同一電極が同じ電極セル内にあるときの電極電位の差 (オフセット電圧または不斉電位とよばれる) は理論的にはゼロであるが、実際には電極表面状態の不均一性などの理由によりあるオフセット電圧を示すことになる。塩化カリウムあるいは塩化ナトリウム溶液中の銀-塩化銀電極の場合は、前項で述べたようにオフセット電圧を数 10[μ V]以内にすることが可能である。

以上は一定な温度中のことであるが、電極セル内の溶液の温度が変化したときには、電極表面状態の不均一性などによりオフセット電圧の値が変わる。このような温度特性をここでは等温温度特性と呼んでいる。この特性を知るためには実験的に求める以外に方法はないが、(4)式より塩化物イオン活量濃度が大きいほど温度に対する電極電位の変化率は小さくなるのがわかる。等温温度係数は、それぞれの電極電位の変化の差であるからその差も小さくなると考えられる。Fig. 8 の実験結果にもその傾向がみられ、等温温度係数は非等温温度係数に対して2桁程度小さい。

6. むすび

生体電子計測、とくにバイオセンサにおいて参照電極あるいは電位計測用電極として銀-塩化銀電極が用いられるとき、その電極電位の変動は計測の精度を左右する重要な要因の一つである。本研究では、このような観点から温度変化と電極電位の関係について実験的な検討を行った。その結果、1 対の電極間に温度差があるときの温度係数 (非等温温度係数) は 0.42 [mV/°C] (0.1 [mol/kg] 中) $\sim$ 0.26 [mV/°C] (1.0 [mol/kg] 中) であること、また等温状態ではこれらの 1/100 程度になることを明らかにした。この結果から、塩

化物イオン濃度は高いほど電極電位への温度変化の影響は少ないことがわかる。しかし、溶液の塩化物イオン濃度が 3[mol/kg]あるいは飽和溶液では塩化銀が錯塩を形成して溶液中に溶解する⁽²⁾⁽⁸⁾という難問がありその解決策は今後の課題である。

(平成 18 年 10 月 24 日受付)

文 献

- (1) G. J. Janz : "Silver-Silver-Halide Electrodes", in "Reference Electrodes—Theory and Practice—", pp.179-230, (ed)D.J.G.Ives and G.J.Janz, Academic Press, New York (1961)
- (2) H. Galster : "pH Measurement — Fundamentals, Methods, Applications, Instrumentation", pp.67-195, VCH, New York (1991)
- (3) L. A. Geddes and L. E. Baker : "Principles of Applied Biomedical Instrumentation", 3rd ed., pp.315-452, Wiley Interscience (1989)
- (4) 田頭 功 : 「生体電子計測系インタフェースとしての銀-塩化銀電極の基本特性」, 電学論 C, **122**, 9, pp.1426-1432 (2002)
- (5) A. J. deBethune, T. S. Licht, and N. Swendeman : "The Temperature Coefficients of Electrode Potentials", J. of the Electrochemical Society, **106**, 7, pp.616-625 (1959)
- (6) 電気化学会編 : (第 5 版) 電気化学便覧, p.99 丸善 (2000)
- (7) 同上, p.100, 丸善 (2000)
- (8) H. Suzuki, T. Hirakawa, S. Sasaki, and I. Karube : "An integrated three-electrode system with a micromachined liquid-junction Ag/AgCl reference electrode", Analytica Chimica Acta, Vol.387, pp.103-112 (1999)

田 頭 功 (正員) 1938 年 9 月 21 日生。1963 年 6 月東北大学工学部通信工学科卒業。同年東北大学工学部電子工学科助手。1970 年 4 月東北工業大学電子工学科講師, 1971 年 4 月同助教授, 1981 年 4 月同教授。2001 年 4 月同大学環境情報工学科教授。工学博士 (東北大学)。主として、生体計測および信号処理に関する研究、とくに生体計測用電極の研究に従事。1993 年、1994 年日本エム・イー学会東北支部長。電子情報通信学会, 日本医工学会, IEEE(EMBS) 各会員。

関 加 奈 (非会員) 1981 年 5 月 1 日生。2005 年 3 月東北工業大学工学部環境情報工学科卒業。現在、同大学院環境情報工学専攻 博士前期課程在学中。