# pH応答性トランジスタへの浮遊細胞捕捉による 補体活性のラベルフリー測定

Capturing of floating cells on pH sensor for evaluation of complement activity

2161005

-

研究代表者 (助成金受領者) 東京医科歯科大学 生体材料工学研究所

## [研究の目的]

ナノ材料の生体適合性評価においては個体レ ベルでの評価が必要である(1)。一方,近年にお ける動物愛護の観点から, Organ-on-a-chip な どの動物実験代替モデルの構築が求められてい る<sup>(2)</sup>。生体適合性の評価における重要な項目と して、補体活性測定がある。補体系は約20種 類の血中タンパク質からなる自然免疫の防御機 構であり、活性化した補体分子が連鎖反応を繰 り返し、異物や病原菌の細胞膜上に膜障害性複 合体を形成することで破壊する(溶膜作用)。補 体活性はアレルギー反応などその他の免疫反応 を誘導することから、補体活性の測定はナノ材料 の生体適合性評価において不可欠である。通常 の補体活性測定法として溶血試験が挙げられる が, 膜障害性複合体によって形成される微小孔 は大きさが一定でなく、ナノ材料による補体活性 は低い場合も想定されるため、検出法の高感度 化が求められる。これまでの研究で、申請者らは、 半導体型 pH センサである Ion-Sensitive Field-Effect Transistor (ISFET) と細胞を融合した 細胞微小環境 pH 測定系を確立した。この測定 系は、細胞膜のバリア性をリアルタイムかつ高 感度に評価できる新しい方法である。本研究 では、この系を非接着性の浮遊細胞に拡張する ことで、新規補体活性評価法の開発を目指した (図1)。まず、補体活性評価に用いる浮遊細胞

を ISFET 表面に捕捉する機能性有機界面を構 築した。次に,浮遊細胞を捕捉した ISFET を 用いて,外部刺激に対する浮遊細胞膜近傍のイ オン微小環境変化を測定した。

助教

合田達郎

## [研究の内容,成果]

#### 1. 浮遊細胞捕捉界面の構築

機能性有機界面の構築のために、ホスホン酸 誘導体にオレイル基を導入した分子 (Olevlacetamide triethylenglycol hexylphosphonic acid: OEP) (図1) を合成した。片末端のホス ホン酸は金属酸化物に対して強固に結合するこ とで安定な単分子膜を構築し<sup>(3)</sup>,もう片末端の オレイル基は、細胞膜のリン脂質内に埋入する ことにより、浮遊細胞を非侵襲に捕捉する<sup>(4)</sup>。 また、スペーサー分子として、トリエチレング リコール基を導入した。ISFET 表面は酸化タン タルで構築されているため、OEPによる金属酸 化物表面の化学修飾が可能である。そこで,ま ず.n-ヘキサン/2-プロパノール混合溶液に溶 解した OEP の前駆体 Carboxyl triethylenglycol hexylphosphonic acid (CEP) を室温で 48 時間 反応させた。次に, ISFET 表面を 2-プロパノー ルで洗浄したのち、120℃で一晩脱水縮合さ せることにより, ISFET 表面に CEP 単分子膜 を導入した。そして、4-(4,6-Dimethoxy-1,3,5triazin-2-yl)-4-methylmorp holinium Chloride



図1 浮遊細胞捕捉用界面を有する ISFET 測定系

 (DMT-MM)を触媒として用い、メタノールに 溶解したオレイルアミン (Oleylamine: OA) と
 CEP のカルボキシル末端を 50℃で4時間縮合
 反応させ、ISFET 表面に OEP 単分子膜を作製
 した(図1)。

## 2. 細胞微小環境 pH 測定系

我々のグループで開発した ISFET/細胞測定 系(図1)を用いて,浮遊細胞膜近傍の pH 計測 を行った。ドレイン-ソース間の電流を 0.5 mA, 電圧を 0.5-1.0 V に調節し,参照電極として Ag/AgCl ペレット電極を用いた。ISFET/細胞 測定系の時間分解能は 0.2 秒,電位分解能は 0.01 mV であり, $\Delta$ pH では 2.7×10<sup>-4</sup>の変化が 測定できる。ISFET のゲート部分(10  $\mu$ m× 340  $\mu$ m)の周辺に,内径 5 mmの円筒ガラス を熱硬化性エポキシ樹脂で固定することで, ゲート電極に浮遊細胞を培養した。

ISFET 表面に OEP を導入することで,浮遊 細胞周辺の pH 変化の測定を可能とした。浮遊 細胞には,血球系培養細胞である Jurkat T 細 胞を用いた。細胞懸濁液を ISFET 表面に曝し, 室温で 30 分間培養することで, ISFET 表面へ の浮遊細胞の捕捉を行った(図 2)。この ISFET/細胞測定系は 37℃, Jurkat T 細胞存在 下において, pH 6.0-8.5 の範囲で -37.2±2.7 mV/pH の電位応答を示した。ISFET は細胞非 存在下においては,理想的なネルンスト応答を 示すことから,電位応答の傾きの低下は,細胞 膜近傍のイオン微小環境測定に起因すると考え られる。細胞の洗浄および電位の安定化には, BTP buffer (1 mM Bis-tris propane (BTP),



図2 (a) Jurkat T 細胞捕捉時の顕微鏡像。(b) 電位計測法 による溶液 pH 変化時の細胞膜近傍 pH 微小環境変化。



図 3 (a) NH<sub>4</sub>Cl buffer 添加時の NH<sub>3</sub>選択的細胞膜透過によ る pH 変動。(b) 溶液交換による細胞膜近傍 pH 変化。

140 mM 塩化ナトリウム,4 mM 塩化カリウム,1 mM 塩化マグネシウム,20 mM スクロース;
pH 7.4)を用いた。BTP buffer は緩衝領域が
pH 6.0-9.5 と広く,生理学の研究において広く
用いられている。本研究では ISFET/細胞測定
系を用いて,細胞膜のイオンバリア性に起因す
る細胞周辺微小環境 pH の変化を観察した。
BTP buffer と NH<sub>4</sub>Cl buffer の二つの溶液を細
胞周辺において溶液交換を行うことで,細胞周辺での一時的な pH の変動を誘導できる(図3)。細胞周辺の溶液を NH<sub>4</sub>Cl buffer に交換す
ると,電位は瞬時に +19 mV 変化し,その後
1分以内に緩衝液 (pH 7.2)の電位に収束した。

次に、NH<sub>4</sub>Cl buffer から BTP buffer に溶液を 交換すると、電位は -23 mV 変化し、その後 BTP buffer (pH 7.4) の電位に収束した。溶液 交換時の特徴的なピークは10回の溶液交換を 行っても形や大きさに変化はなく、相対標準偏 差は NH<sub>4</sub>Cl buffer 添加時のピークで 6.9% (1.3 mV/19 mV), BTP buffer 添加時のピークで 8.2% (1.9 mV/23 mV) であり、再現性の高いこ とが分かった (n=10)。これらの結果から NH<sub>4</sub>Cl の曝露,及び BTP buffer と NH<sub>4</sub>Cl buffer の溶 液交換によっては細胞膜のイオンバリア性を損 なわないことが明らかとなった。さらに、この 特徴的な電位変動は ISFET 表面に浮遊細胞が 存在する場合にのみ観察された。また、NH<sub>4</sub>Cl の代わりに CH<sub>3</sub>COONa を細胞に作用させた場 合は, 溶液交換に際する電位応答の方向が反転 することがわかった。

この特徴的な pH 変化は, NH<sub>3</sub>の細胞膜透過 によるものである<sup>(5)</sup>。NH<sub>4</sub>Cl buffer 中において, NH<sub>3</sub>+H<sup>+</sup>↔NH<sub>4</sub><sup>+</sup>という平衡状態が成り立って いる  $(K_a = [NH_3] [H^+] / [NH_4^+] = 13.05 \times 10^{-7}$ mM (37℃))。まず NH<sub>4</sub>Cl を加えた瞬間, NH<sub>3</sub> のみ溶液中から細胞膜を透過し細胞質へ受動拡 散する。その結果、細胞外では NH<sub>3</sub>の平衡状 態が崩れるため、H+濃度が上昇する。細胞内 へ NH<sub>3</sub>が充てんされると、細胞内外で NH<sub>3</sub>が 平衡状態になるため、細胞外では溶液の pH に 収束する。次に, BTP buffer に溶液交換をす ると、細胞内に充てんされた NH<sub>3</sub>が細胞外へ 拡散し、再度 NH<sub>3</sub>の平衡状態が崩れるため、 H+濃度が一時的に減少する。細胞外へのNH3 の拡散が終了すると、再び溶液の pH に安定す る。以上, BTP buffer と NH<sub>4</sub>Cl buffer の溶液 交換によって、過渡的な pH 変化を誘導できる。 CH<sub>3</sub>COONa buffer と溶液交換した場合、細胞 膜を透過できる分子は CH<sub>3</sub>COOH であるため, NH<sub>4</sub>Clとは逆に溶液交換に伴い H<sup>+</sup> は消費され る (CH<sub>3</sub>COOH↔CH<sub>3</sub>COO<sup>-</sup>+H<sup>+</sup>)。したがって, 溶液交換に伴う電位応答の変化は平衡反応と細 胞膜の半透膜性から説明でき. 膜電位変化は関

与しない。つまり, pH 変動は細胞膜のイオン バリア性の評価がおこなえる。

#### 3. ISFET/細胞測定系による細胞膜障害性評価

細胞膜障害性を引き起こすモデル実験には Triton X-100 (TX-100) を用いた。TX-100 は細胞膜溶解を引き起こす非イオン性の界面活 性剤であり, 膜タンパク質の抽出や免疫染色な どに広く用いられている。BTP buffer と NH4 Cl buffer の溶液交換を行ったのち, BTP buffer に TX-100 を加えた Sample buffer (pH 7.4) に交換することで、TX-100を細胞に作用させ た。その結果, TX-100 を細胞に曝露すると, 溶液交換時の電位変化量が減少し, TX-100の 曝露回数を増やすにつれて電位変化量がさらに 減少した (図 4)。これは TX-100 の作用に よって細胞膜イオンバリア性が損なわれたこと に起因する。つまり, 膜障害によって NH<sub>3</sub>と NH4<sup>+</sup>の双方が細胞膜を透過するため、細胞外 において、アンモニア平衡の乱れが小さくなり、 細胞膜近傍の pH 変化が小さくなったと解釈で きる。

そこで、電位変化のピーク強度の変化率 [ $(\Delta V_0 - \Delta V_1)/\Delta V_0$ ]を指標とし、膜障害性を測 定した。値が大きくなるほど膜障害性が強いこ とを示している。比較として、従来法の細胞膜 障害性試験である赤血球溶血試験をTX-100 に 対しておこなった。赤血球溶血試験と ISFET/ 細胞測定系の結果とを比較したところ、相関係 数 r=0.69 と相関性が示された。注目すべきこ とに、赤血球溶血試験ではほとんど違いの識別 できない領域においても ISFET/細胞測定系で



 図 4 (a) TX-100 暴露による pH 変動の減少。(b) TX-100 暴露に対する Jurkat T 細胞/ ISFET アッ セイと赤血球溶血アッセイとの相関プロット。

は識別可能であることが分かった。これは、そ れぞれの測定法の指標であるヘモグロビンの流 体力学半径(≥3.1 nm)と、アンモニウムイオ ンの水和半径(≤0.33 nm)に起因する感度の 違いであると考えられる<sup>(6).(7)</sup>。また、溶血試 験は2時間かかるのに対し、ISFET/細胞測定 系は20分間でおこなえることから、アッセイ の大幅な時間短縮が可能である。

## [今後の研究の方向,課題]

浮遊細胞固定を可能にする機能性分子の開発 によって、アンモニア溶液交換にともなう浮遊 細胞近傍の pH 微小環境を計測することに成功 した。ISFET による浮遊細胞膜イオン漏出測 定法は、従来法である赤血球溶血試験に比べて 高感度であることから、今後、ナノマテリアル の補体活性評価に応用できると考えられる。

### [参考文献]

- Clinton F. Jones, David W. Grainger, Adv. Drug Deliv. Rev., 61, 438-456, (2009)
- (2) Neužil P, Giselbrecht S, Länge K, Huang T, Manz A, *Nat. Rev. Drug Discov.*, 11, 620–632, (2012)
- (3) Textor M, Ruiz L, Hofer R, Rossi A, Feldman K, Hähner G, Spencer N, *Langmuir.*, 16, 3257–3271, (2000)
- (4) Kato K, Umezawa K, Funeriu D, Miyake M, Miyake J, Nagamune T, *Biotechniques.*, 35, 1014– 1021, (2003)
- (5) Schaffhauser D, Fine M, Tabata M, Goda T, Miyahara Y, *Biosensors.*, 6, 11, (2016)
- (6) Winzor DJ, Wills PR, Biophys Chem., 104, 345-

359, (2003)

(7) Nightingale ER, J. Phys. Chem., 63, 1381–1387, (1959)

#### [成果の発表, 論文等]

## 〈学会発表〉

- [1] Imaizumi Y, Goda T, Matsumoto A, Miyahara Y, Non-destructive analysis of cell membrane injury using proton-sensitive field-effect transistor, Asia-Pacific Conference of Transducers and Micro-Nano Technology 2016 (APCOT 2016), Kanazawa, Japan, June 26-29, 2016
- [2] Imaizumi Y, Goda T, Matsumoto A, Miyahara Y, Non-destructive analysis of ion barrier property of cell membrane using pH-sensitive transistor, International Symposium on Biomedical Engineering, Tokyo, Japan, November 10–11, 2016
- [3] 合田達郎,今泉祐輝,松元亮,宮原裕二,pH応 答トランジスタを用いた細胞膜透過性高分子による 膜障害性測定,日本バイオマテリアル学会シンポジ ウム 2016,福岡国際会議場,2016年11月21-22日
- [4] Goda T, Imaizumi Y, Hatano H, Matsumoto A, Miyahara Y, Sensing cell barrier functions by proton dynamics, 3rd International Conference on Biomaterials Science in Tokyo, Tokyo, Japan, November 28–30, 2016

〈論文〉

- [1] Yuki Imaizumi, Tatsuro Goda, Yutaro Toya, Akira Matsumoto, Yuji Miyahara: Oleyl Groupfunctionalized Insulating Gate Transistors for Measuring Extracellular pH of Floating Cells, *Sci. Technol. Adv. Mater.*, **17**, 337–345, (2016)
- [2] Yuki Imaizumi, Tatsuro Goda, Daniel F. Schaffhauser, Jun-ichi Okada, Akira Matsumoto, Yuji Miyahara: Proton-Sensing Transistor Systems for Detecting Ion Leakage from Plasma Membranes under Chemical Stimuli, *Acta Biomater.*, 50, 502– 509, (2017)