JAIMA Season 2022 機器分析が支える、豊かな暮らしと産業のフロンティア バイオイメージング・センシング No.16 プラットフォームの開拓 **>>>**

産業技術総合研究所 健康医工学研究部門 バイオイメージング研究グループ 加藤大、小椋俊彦、鈴木祥夫、山本条太郎、小川昌克

1. はじめに

生体分子や生体組織、あるいは食品・環境物質 などの対象物質は、それぞれ多種多様なスケール・ 濃度で存在している。これら対象物質に対して、 より高性能なイメージングやセンシングを達成す るためには、新たな基盤技術開発が必要となる。 産業技術総合研究所 健康医工学研究部門 バイオ イメージング研究グループでは、新たなイメージ ング・センシングプラットフォームの開拓に向け、 独自性の高い観察・計測のための装置や材料、な らびに方法論に関する研究開発を進めている。本 稿では、各々のトピックについて解説するととも に、最近得られた研究成果を紹介する。

2. 走査電子誘電率顕微鏡の開発と溶液 中の生物試料やナノ材料の高分解能観察

水溶液中の生物試料やナノ粒子、有機材料等を ナノレベルの分解能で直接観察することは、生物 機能の解明やナノ粒子材料の分析に必須である。

これまで、10nm以下の分解能で試料を直接観 察する方法として、電子顕微鏡が主に使用されて きた。しかし、通常の電子顕微鏡では筐体内部が 真空となっており、溶液中の生物試料やナノ材料 を直接導入し観察することはできない。そのため、 試料を溶液のまま封入し、溶液状態を保持したま ま観察が可能な大気圧ホルダーが開発されてきた。

だが、この観察方法でも、電子線が直接試料に 照射されるため、電子線ダメージが大きく、さら に軽元素で構成される生物試料や有機材料の場合 はその比重が水の比重と近いため、コントラスト が極めて低いといった問題点がある。

水溶液中のさまざまな試料を電子線により高コ

ントラスト・低ダメージで観察するためには、電 子線を試料に直接照射しなければよい。しかし、 電子線をプローブとして使用する限りは、電子線 の試料への直接照射が必須となる。我々は、こう した矛盾を解決するため、電子線をタングステン 薄膜に照射・吸収させ、この電位変化を溶液中の 試料を透過させて検出し、試料の誘電率の違いを 可視化する走査電子誘電率顕微鏡(SE-ADM)の 開発を進めてきた¹。この方法では、電子線を試 料ホルダー上部の窒化シリコン(SiN) 薄膜上部 タングステン層に照射して吸収させ、薄膜内に局 所的な電位変化を生じさせる。この電位変化は、 水溶液中の試料を透過し、下側の測定端子により 検出される。こうした電位変化の透過率は、物質 の比誘電率により規定される。水は比誘電率が 80と高いため電位変化を良く透過する一方、生 物試料や有機材料は、比誘電率が2~3と低く透 過が阻害される1。こうした比誘電率に起因する電 位変化の透過状況を可視化することで、電子線ダ メージが無く極めて高いコントラストで水溶液中 の試料を直接観察することが可能となった(図1a)。

我々はこれまで、SE-ADMを用いて水溶液中 のバクテリアや細胞、エマルジョン等のさまざま な溶液中の試料の観察を行ってきた。マウス乳が ん細胞の観察では、細胞内の核や内膜構造が極 めてコントラスト良く観察可能であった(図1b)²。

さらに、骨を形成する骨芽細胞が分泌する骨形 成小胞に関しても細胞内部の形成状態を直接観察 する事に成功した³。また、最近では北京の大気 より採取された PM2.5の培養細胞への取り込み状 態を直接観察し、細胞内での凝集状態を解析した $(\boxtimes 1 c) {}^4_{\circ}$

以上のように、我々が開発を進めているSE-

ADMでは、電子線を試料に直接照射しないため、 電子線ダメージを生じず、極めて高いコントラス トで細胞の微細構造を直接観察することが可能で ある。本方法は、生物試料だけでなく水溶液中の ナノ粒子の形状や分散状態、さらにはエマルショ ンや油中の改質剤等の観察にも応用が可能である。



図1 SE-ADM の模式図(a)と培養細胞の観察結果(b、c)

3. 目的のタンパク質・コレステロール等 を可視化する合成蛍光プローブデザイン

近年、疾患関連物質に関する研究が目覚ましく 進歩しており、癌、免疫受容体、受精、発生・分化、 感染症、バイオ医薬品開発等において、重要な役 割を果たしていることが明らかとなっている。生 体中に存在する疾患関連マーカー物質は極微量に しか存在しないため、新たな評価技術の開発が求 められている。我々は、"バイオセンシング機能 を有する新規機能性材料の創製とそれらを利用し た高機能光化学センサーの構築"というコンセプ トに基づき、特定の生体物質や化学環境に感応し て光学特性が鋭敏に変化する機能性材料の研究開 発を推進している。

これまでに独自に開発した環境応答性が高い蛍 光物質と、標的物質(タンパク質、神経伝達物質 等)に対して親和性の高い結合部位を併せ持つさ まざまな機能性材料を開発し、検出感度、選択性、 分析操作時間、他分析法との比較の観点から性能 評価を行った。

このうち神経伝達物質を選択的に検出するため の新規蛍光分子プローブについては、ドーパミン を高感度かつ高選択的に検出するために、ドーパ ミン認識部位としてイミノ二酢酸と遷移金属イオ ンから成る錯体と蛍光発色団としてシアノピラニ ル基を併せ持つ化合物を開発した⁵。in vitro に おける評価だけでなく、ラットの脳組織における ドーパミンの in vivo イメージングを行い、脳組 織におけるドーパミンの動的観察を行うことがで きた(図2)。

さらに、哺乳動物細胞の脂質膜のダイナミック 挙動についても評価するためにコレステロールに 着目した。コレステロールは脂質膜に必須な成分 であり、また情報伝達の調節にも関係している。

コレステロールの細胞内分布は一様でないため 輸送系の存在が推定されるが、その全貌は明らか ではない。生きた細胞におけるコレステロールの イメージングは、この輸送系の理解に有益なツー ルのひとつである。そのためコレステロールに蛍 光基を化学的に付加したプローブがこれまで複数 開発されたが、コレステロールが局在するはずの 形質膜に局在しない等の問題があった。我々は、 新たにコレステロールと蛍光基をつなぐ化学構造 を工夫した蛍光プローブ(R-Chol)を開発した⁶。

培地に添加した R-Chol は細胞へ速やかに取り 込まれ、その蛍光が形質膜に顕著に観察された(図 3)。生化学的分析により、R-Chol はコレステロー ルと同様に膜マイクロドメインに集まることが示 された。

化学センサーが、将来の産業、医療、高齢化社 会、環境問題に対応する技術として発展していく ためには、新たなる発想に基づく新規機能性材料 の開発が不可欠であり、化学物質の単なる化学的 特性を利用するだけでなく、複数の分野間の融合 から生まれた新素材と組み合わせ、センシング情 報を解析するためのより高次のプローブが必要で あると考えられる。



図2 ドーパミンを検出するための蛍光分子プローブの構造 (a) と、蛍光分子プローブでラットの脳組織を染色後、腹側被蓋野を電気刺 激した際の蛍光強度の経時変化と分布を表した画像 (b)



図3 R-Cholを導入した MDCK 細胞(イヌ腎由来上皮様細胞) の微分干渉像 (DIC) と蛍光像 (FL)

4. 蛍光分子の動態計測手法の開発とその応用研究

当研究グループでは、蛍光計測技術に基づく生 体分子・微粒子の動態計測技術の開発も進めてい る。塗料やエマルションのような工業製品の品質 管理から、実験室レベルで作成した微粒子の粒子 径評価においては、光散乱計測のひとつである 動的光散乱法(Dynamic Light Scattering, DLS) がよく用いられる。しかし、散乱光は試料に含ま れるすべての分子・粒子から発せられるため、細 胞培養上清や細胞溶解液のような測定対象分子以 外の分子・粒子を多量に含む生物学的試料の測 定には向いていない。一方で、蛍光相関分光法 (Fluorescence Correlation Spectroscopy, FCS) では、あらかじめ測定対象分子に蛍光標識を施し ておくことで、夾雑物を含む試料においても測定 対象分子のみを特異的に測定できる7。また、生 きた細胞内においても低損傷でそのまま測定可能 である。これらの利点を生かして、FCS は特に 生物学分野の研究で用いられるようになってき た。

FCSでは回折限界程度まで集光した励起レー ザーとピンホールを用いた共焦点蛍光検出系を用 いる。図4に点線で示す共焦点領域を蛍光標識し た分子・粒子がブラウン運動によってランダムに 出入りすることによって、検出される蛍光強度が 時間的に変動する。この変動の速さを自己相関解 析することにより、測定対象のブラウン運動の速 さ、すなわち拡散定数を決定でき、その情報を元 に粒子径を決定できる。またFCSでは、同時に 粒子濃度の情報も得られる。

筆者らは、FCS技術を基盤とした新たな光ファ イバー型 FCS装置の開発を進めている。通常の FCS装置は上述のように一般的な共焦点蛍光検 出系になっており、ピンホール位置の調整は共焦 点蛍光顕微鏡観察よりもシビアである。そのた め、ピンホール位置の調整を日々行う必要があり、 初心者には扱いが難しい装置である。我々が開 発した光ファイバー型 FCS(Fiber-Optic Based FCS, FB-FCS)は光学系の大部分を光ファイバー に置き換えることで、調整を一切不要な FCS装 置とすることに成功した⁸。現在はこの装置を用 いた生体微粒子の定量・検出に関する研究を進め ている。

また、蛍光分子の並進拡散と同時に回転拡散 も測定可能な FCS の発展手法である 偏光 FCS (Polarization dependent FCS, Pol-FCS) 装置を 用いた基礎研究も進めている。高分子が高濃度で 存在している高分子クラウディング溶液中に緑色 蛍光タンパク質 (GFP) 等の蛍光体を導入して Pol-FCS 計測を行うと、並進拡散は周囲の高分子 によって阻害されるのに対し、回転拡散は阻害さ れにくいことがわかった。これは蛍光体が回転半 径程度の領域からの影響しか受けないことから、 高分子の隙間で比較的自由に回転可能であるため と考えられた。このことから、回転拡散と並進拡 散の比較によって、細胞内を含む高分子クラウ ディング環境中の高分子の間隙広さや環境の混雑 レベルの評価が可能であると考えられる。この手 法を利用して、生細胞内において細胞質の混雑具 合が細胞種や細胞周期に依存して変化している可 能性を見出した⁹。



5. 高感度センシングが可能なナノカー ボン電極材料の創製

電気化学測定法は、分子の酸化還元反応の際に 流れる電流や電極界面の電位を測定することで、 対象物質を検出する手法である。簡便・安価な検 出手法として期待される一方、測定できる電位範 囲が狭く微量物質の検出も困難であることから、 測定対象となる物質が限られる点が課題とされて きた。本節では、電気化学法での測定対象の多様 化を実現すべく、近年、著者らが開発してきたス パッタ法を用いたナノカーボン薄膜電極について 紹介する¹⁰。 ナノカーボン薄膜は、スパッタ条件により sp²/sp³結合比の構造制御ができるため、グラファ イト並の高い導電性(電極活性)とダイヤモンド 並の硬度を併せ持った薄膜特性を有する。実際に ナノカーボン薄膜(sp³=40%)電極の電位窓(電極 に安定に電位を印加できる範囲)は、市販のグ ラッシーカーボン(GC、sp³=0%)電極より広く、 酸化側でボロンドープダイヤモンド(sp³=100%)</sub> 電極に準じる広さを有する。また、ナノカーボン 薄膜の平均表面粗さは0.1 nmとほぼ原子オーダー で超平坦であるため、電気化学測定時のノイズ電 流が極めて低い。

ナノカーボン薄膜電極の広い電位窓と低いノイ ズ電流の両特性が活かせる測定対象物質として は、化学的に安定(酸化電位が高い)、あるいは存 在濃度が極めて低いため電気化学法では検出が困 難である物質が該当し、例えば、ゲノム中に極 微量含まれる 5-hydroxymethylcytosine(5hmC) などの後天的修飾塩基が挙げられる。また、「開 発した電極が既存の分析機器とフィッティングで きる」ことは産業利用の観点から重要との声を産 業界から多くいただいた。

これらの点を実証すべく、5hmCを対象とし、 液体クロマトグラフィ(LC) ヘナノカーボン電 極を導入した LC-ECD計測を検討した¹¹。5hmC は、ヒトやマウスの神経組織において存在が確認 され、近年神経疾患などの分野においてエピジェ ネティックな因子として注目されている。存在割 合は1%以下と低いため、より高感度な 5hmC検 出技術が必要とされており、これまでにバイサ ルファイトシークエンシング、抗体、あるいは LC法をベースとした方法などが報告されている。 LC法での課題は、5hmCとその原物質であるシト シン(C)の極性が近いことに加え、5hmCの濃度 は極微量であるため、Cとのカラム分離が難しい 点である。筆者らは、ナノカーボン電極を用いた 電気化学計測により、5hmC、ならびにCはそれ ぞれ 1.62、1.74 V (vs. Ag/AgCl、10 mMリン酸 バッファー(pH 4.0)中) で酸化されることを確認 した。

この結果から、LC-ECDにおける印加電位を

1.6 Vに設定し2種のゲノム DNA(gDNA) 試料 (酵素処理によりモノヌクレオチド単位まで分解 している)を測定したところ、マウス脳由来の gDNAでは、大過剰の Cの応答を抑制しながら 5hmCの発現を検出できた(検出限界82.5fmol)(図 5)。解析の結果、マウス gDNA試料中の5 hmC 量は2.2pmol(5hmC化率0.135%に相当)であった。 一方でGC電極では5hmCの検出下限は50 pmolで あり実試料中の5hmCを計測できなかったことか ら、ナノカーボン電極を搭載した LC-ECD計測の 優位性を示すことができた。

この他にも、これまで検出が困難であったさまざ まな検出対象に合せた電極設計を実現している¹⁰。 今後も電極制御に立脚することで測定対象が拡張 されていくことが期待される。



図 5 (a) 5hmC と C の化学構造、(b) 5hmC の LC-ECD 測定。 赤:マウス脳由来 gDNA、黒:ウシ胸腺由来 gDNA

6. まとめ

本稿では、当研究グループで開発するイメージ ング・センシング技術ついて解説した。今後、個々 の技術の深化と融合により、さまざまな測定対象 へ適用可能な付加価値の高い計測プラットフォー ムへと発展していくことを期待している。

謝辞

本研究の遂行に当たり、村上伸也先生(大阪大 学)、金城政孝先生(北海道大学)、丹羽修先生、 田中睦生先生(埼玉工業大学)、弊所関係者(岡 田知子博士、鎌田智之博士、栗田僚二博士、小 島直博士、佐々木章博士、山本慎也博士)をは じめとする多くの共同研究者の皆様に支えてい ただきました。この場をお借りして厚く御礼申 し上げます。本研究の一部は科学技術振興機構 (JST) CREST (JPMJCR19H2)、A-STEP 機 能 検証フェーズ (JPMJTM19Y0)、科学研究費補助 金(19H03230、JP19K06591、JP15K06592)、お よび埼玉県産学連携研究開発プロジェクトのご支 援のもとに実施されました。重ねて御礼申し上げ ます。

●参考文献

- 1. T. Ogura, Biochem. Biophys. Res. Commun. 459, 521 (2015)
- 2. T. Okada, T. Ogura, Sci. Rep. 6, 29169 (2016)
- T. Iwayama, T. Okada, T. Ueda, K. Tomita, S. Matsumoto, M. Takedachi, S. Wakisaka, T. Noda, T. Ogura, T. Okano, P. Fratzl, T. Ogura, S. Murakami, Sci. Adv. 5, eaax0672 (2019)
- T. Okada, T. Iwayama, S. Murakami, M., T. Ogura, Sci. Rep. 11, 228 (2021)
- 5. Y. Suzuki, Sens. Actuators B, 239, 383 (2016).
- 6. Y. Ogawa, M. Tanaka, Anal. Biochem., 492, 49 (2016)
- 7. 山本条太郎, 北村朗, 金城政孝, 生物物理 59, 125 (2019)
- 8. J. Yamamoto, A. Sasaki, Appl. Sci. 11, 6744 (2021)
- J. Yamamoto, A. Matsui, F. Gan, M. Oura, R. Ando, T. Matsuda, J. P. Gong, M. Kinjo, Sci. Rep. 11, 10594 (2021)
- 10.加藤大,鎌田智之,栗田僚二,吉岡恭子,芝駿介,藏屋 英介,國武雅司,丹羽修,分析化学,67,635 (2018)
- S. Chaudhari, T. Kamata, N. Kojima, M. Sumimoto, K. Satyamoorthy, R. Kurita, D. Kato, Sens. Actuators B., 314, 128092 (2020)