

科学研究費助成事業(科学研究費補助金)研究成果報告書

平成25年 6月 5日現在

| | 機関番号:13901 研究種目:基盤研究(S) 研究期間:2008 ~ 2012 課題番号:20226009 研究課題名(和文) バイオCMOSテクノロジーの創成による小型可搬型・遺伝子ベース検査診断システム 研究課題名(英文) BioCMOS technology and its application to portable biosensor instruments 研究代表者 中里 和郎(NAKAZATO KAZUO) 名古屋大学・工学研究科・教授 研究者番号:90377804 | |
|--|--|--|
|--|--|--|

研究成果の概要(和文):

検体に特別な処理を施さずに電気的に検出する小型可搬型・遺伝子ベース検査診断シス テムの実現に向けて、生体分子の新しい電気化学検出法、高精度検出のための新しいアナ ログ CMOS 集積回路技術、溶液搬送を含む実装技術を開発した。酸化還元電位検出法を 用いるにより信号の安定性を2桁向上させ、グルコースおよび DNA 配列の検出に成功し た。更に、電位・電流・インピーダンスによるマルチモーダル・センサアレイを開発し、 複合検出による高精度化、半導体集積回路チップの汎用化・標準化を図った。

研究成果の概要(英文):

BioCMOS technology, integration of biomolecules on semiconductor integrated circuit, has been developed, including new electrical detection methods of biomolecules, new design of analog CMOS integrated circuit, and new assembling technology. The target is portable gene-based point-of-care testing (POCT) system. Redox potential detection method has been developed and the signal stability was drastically improved by two orders. Fabricating a redox potential sensor array, accurately determination of glucose levels in human blood and DNA sequencing were demonstrated. A multimodal electrochemical sensor arrays based on the detection of electric potential, current, and impedance, which enables synthetic analysis and makes it possible to standardize biosensor chip, has been developed.

| が | $\left(\cdot \right)$ | ŀ泱. | 定 | 竡 |
|---|------------------------|------|------|----|
| × | 1.1 | 11/\ | AE · | 미났 |

| | | | (金額単位:円) |
|---------|--------------|--------------|--------------|
| | 直接経費 | 間接経費 | 合 計 |
| 2008 年度 | 26, 500, 000 | 7, 950, 000 | 34, 450, 000 |
| 2009 年度 | 19, 400, 000 | 5, 820, 000 | 25, 220, 000 |
| 2010 年度 | 14, 100, 000 | 4, 230, 000 | 18, 330, 000 |
| 2011 年度 | 7, 800, 000 | 2, 340, 000 | 10, 140, 000 |
| 2012 年度 | 7, 900, 000 | 2, 370, 000 | 10, 270, 000 |
| 総計 | 75, 700, 000 | 22, 710, 000 | 98, 410, 000 |

研究分野:工学

科研費の分科・細目:電子デバイス・電子機器 キーワード:電子デバイス・集積回路

1. 研究開始当初の背景

ヒトゲノム計画の終了により DNA の塩基 配列が解読され、体質の違いや病気が特定の 塩基配列の違いにより引き起こされている ことが判明した。この特定の塩基配列を検出 することにより、遺伝子ベースの検査診断シ ステムを構築できる。塩基配列の検出法とし て、蛍光検出型のシステムが用いられている が、検査に蛍光標識の専門技術が求められ、 光学装置が大型になる等の問題があった。こ れらを解決する方法としてトランジスタに より DNA の電荷量を測定する研究が始めら れたが、電極のみ、あるいは単体トランジス タを用いた研究が主であった。半導体集積 できる小型可搬型のシステムが構築できる と予想されたが、半導体チップ表面に溶液や 分子等を直接接触させることによる不良、検 出信号が不安定で再現性に乏しい、バイオセ ンサ回路技術が発達していない、等の課題が 山積していた。

2. 研究の目的

半導体集積回路とバイオテクノロジーと を融合したバイオ CMOS テクノロジーの基 礎を築く。半導体集積回路の医療・健康分野 への応用の道を拓くことにより、在宅医療や 出先での検診、売り場での遺伝子ベース検査 が可能な小型・可搬型装置を実現する。

3. 研究の方法

同時に並行して多数の計測を行うセン サ・アレイ集積チップを実現するためのバイ オ CMOS 複合化技術、センサ・インターフ ェース回路技術、センサ・システム技術、実 装技術を研究開発し、バイオ CMOS テクノ ロジーの基礎を構築する。

半導体集積回路は、実用化の観点から標準 CMOS プロセスを基本とし、バイオ信号の安 定な検出を行うバイオーCMOS 融合化技術 の研究を推進する。センサの多機能化と同時 並列検出のアレイ化を図る。

4. 研究成果

医療・環境応用では特定の分子があるかないか、あるとすればどの程度の量かを検出することが求められる。BioCMOS センサにおいて、特定の分子の検出は分子機能が担う。分子は特定の分子とのみ反応する特異性がある。検出用の分子を設け、調べたい検体と反応させる。CMOS 集積回路は反応結果を検出回路により電気信号に変換し、情報通信に受け渡す(図1)。



従来の電気的バイオセンサはトランジスタ のゲート電極を検出用分子に置き代えたバ イオトランジスタ方式がとられてきた(図2)。 しかしながらこの方法は半導体基板に直接、 検出用分子を固定するため汎用性に乏しく、 標準 CMOS 製造ラインが使えない、チップの 管理が困難、等の欠点がある。これに対し検 出用分子を数µm のビーズに固定し、反応を標 準トランジスタ上に設けた化学反応検出膜 で検出する方法を開発した。この方法には次 の利点がある。半導体部分を標準 CMOS 製造 ラインで製造することができ、チップの標準 化が達成できる。ビーズの表面処理により検 出用分子の固定が分子個別に最適化される。 様々な分子の検出がビーズを交換すること により行え、汎用性が確保できる。更に、洗 浄することにより半導体の再利用が可能と なる。



図2. 反応検出の従来方式と新しい方式

その1つの具体例として酸化還元電位検出 法を開発した(図3)。測定対象物質を酵素反応により酸化還元物質に変換し、化学平衡で 決まる自然電位を検出する。ビーズに固定する検出用分子が酵素、化学反応検出膜がフェ ロセン誘導体である。フェロセン誘導体は金 電極を稠密かつ安定に被膜し金電極を保護 するとともに、フェロセンの電子状態を金電 極に伝える。この方法はほとんどの生体分子 を検出できる汎用性がある。



図 3. 酸化還元電位検出法の原理

図4は血糖値を検出した結果である。ヘキソ キナーゼ法によりガラクトース・マルトース には応答が無く、グルコースのみ精度 0.1mg/dL で検出できた。支持塩濃度に対し 0.01mM~100mMの範囲で、pH に対しpH2~10 の範囲で、いずれも依存性がみられず、非常 に安定した検出が実証された。

この方法により、DNA やペプチドの配列も 同定することができる。



図 4. 酸化還元電位検出法を用いたバイオ CMOS チップによる血糖値の検出結果。検査医 学標準物質機構から購入した血清を使用。

これまで電位検出法について説明してきた が、生体分子の検出には電位検出以外に、電 流やインピーダンスを検出する方法があり、 検出する対象により適不適がある。また、電 位・電流・インピーダンスを同時に検出する ことにより、精度の向上を図ることができる。 本研究で、同時に並行して多数の計測を行う センサアレイ集積チップを開発した。 ①電位検出

電位検出回路として CMOS source-drain follower 回路を提案し、センサアレイを作成 した。この回路を用いてプローブ DNA の固 定とハイブリダイゼーションの分布を捉え ることに成功した。検出電位は電極と分子の 界面状態・溶液のイオン分布に依存し、確率 的である。DNA ハイブリダイゼーション信号 は中央値 12mV、ばらつき(3σ) 10mV の正規 分布の他に電極よごれとみられる異常分布 からなり、統計的な検出の必要性が示された。

また、多くの生体反応によりプロトンが発 生することから、pH 変化の検出は広い応用 が期待できる。細菌検査を目的に、乳酸菌の 資化反応から生じる酸による pH 変化を観測 した。比較実験として、培地(糖類がある溶 液)とリン酸緩衝液(糖類がない溶液)の2 種類の溶液に乳酸菌を投入し、pH の変化を 観測した結果、培地のみ pH 変化を検出した。 現在の医療現場における細菌検査は時間を 要するので、バイオセンサチップによって短 時間で特定できるなら非常に有用なものと なる。 以上は直接電荷を検出する方法であるが、 信号の安定性に問題がある。そこで、化学平 衡電位を検出する酸化還元電位検出法を検 討した。図5は作製した 32x32 センサアレイ を示したもので、トランジスタのゲートにフ ェロセン誘導体 11-FUT (11-Ferrocenyl-1-Undecanethiol)の自己組織化単分子膜を形成 し、酸化還元濃度比で6桁の検出が可能であ ることを示した。





図 5. 酸化還元電位センサアレイ

②電流検出

作用電極の周りを補助電極で囲む微小電 極アレイを提案した(図 6)。



図 6. 微小電極アレイによる電流計測結果。

微小電極を単に並べただけでは溶液中で拡 散層の干渉が起こり、個別の電流が得られず、 また、定常電流が得られない。電極の周辺に 補助電極を設けることにより、干渉を除去す ることができる。また、両電極間でリドック ス・サイクルが形成され、電流が増幅され定 常状態に落ち着く時間も短縮される。更に、 常に定常状態を維持する回路方式と電流バ ッファ回路を新たに考案した。これにより酸 化還元電流の2次元分布をリアルタイムで 観測することが可能となった。

③インピーダンス検出

インピーダンスは周波数の新たなパラメ ータにより、電位・電流とは異なる特性を見 ることができる。インピーダンス計測では、 2つの異なる周波数領域での測定を研究し た。1つは低周波(<1 kHz)における電極-溶 液界面の電気2重層容量、他の1つは中間周 波数(~1MHz)で観測できる電気2重層と直 列に入る抵抗成分である。どちらも、分子の 結合により、大きな変化が期待できる。低周 波領域での電気2重層容量に対し、CBCM を ベースに2次元アレイの回路を設計・試作し、 DNA の検出を行った。また、基礎的な測定か ら、DNA ハイブリダイゼーションにより DNA の抵抗成分が大きく変化することが示 され、中間周波数領域での直列抵抗成分の計 測が重要であることが判明し、中間周波数領 域でのインピーダンスを計測する回路を新 たに考案した。

これらを統合して、図7のように、マルチ モーダル・センサアレイを作製した。センサ ブロックは、電位検出、電流検出、インピー ダンス検出、多目的電極の4ユニットから成 り、0.24mm ピッチで 16x16 のブロックから 構成されている。断面図を図8に示す。標準 CMOS プロセス (0.6µm、2-ポリシリコン、 3 層配線 TSMC アナログ・ディジタル混載 CMOS、6インチプロセス)でチップを作製し た後、ポスト CMOS プロセスとして、金電 極(Au 350nm/Cr 50nm)、ポリイミド保護膜 (3um)、SU-8 マイクロフルイド(50um)を形 成している。ポリイミドは、最上層配線層の 開口部段差が大きく金電極の被覆が不十分 となるところを保護する目的を持っている。 最上層配線は Al で、Al は電解液との活性が 強く少しでも溶液と接すると不良の原因と なる。また、SU-8 は金電極との密着性が悪 く、ポリイミドは中間層の役割もしている。 電極にはフェロセン誘導体を設け、閉回路電 位と開回路電流およびインピーダンスが計 測できる。多目的電極には電位をかけて電気 泳道等を行うことができる。



図 7.試作したマルチモーダル・センサアレイ



- target (to be identified)
- Y probe (enzyme, antibody, primer, ...)

図 8. マルチモーダルセンサの断面構造

バイオ CMOS チップを用いて DNA の配列 を同定する実験を行った。図9に用いた酵素 反応系を示す。DNA の伸長反応に伴って生成 されるピロリン酸(PPi)を PPase, GAPDH, Diaphorase の酵素を用いて、ヘキサシアノ鉄 酸塩のイオン濃度比に転写し、酸化還元電位 として計測する方法である。この系に対して 化学平衡式から酸化還元電位を導出するこ とにより2リン酸濃度[PPi]に対し次式が得ら れ、実験と良い一致を得た。

$$V = V_0 - \frac{k_B T}{4q} \log_e([\text{PPi}])$$



図 9. DNA 塩基配列を同定する酵素反応

次に示す DNA を使って伸長反応を検出した 結果を図 10 に示す。dTTP のみの投与による 1 塩基伸長反応、dATP、dTTP、dCTP、dGTP を同時に投入した場合の 10 塩基伸長反応の 検出に成功した。予想される信号よりも小さ い原因は、リン酸の干渉効果にあることが判 明し、これを取り除くことにより DNA 塩基 配列の高精度検出が可能になる。

プライマー: 3'- CACAC TCACA GTTTT CACTT -5' ターゲット: 5'- GTGTG AGTGT CAAAA GTGAA ATGAG ATAGC -3'



図 10. DNA の1 塩基伸長反応および 10 塩基 伸長反応の検出結果(青)と予想される検出 信号(茶)

更に、半導体・溶液・分子複合系の3次元 シミュレーション技術を開発した。溶液中の イオン電荷分布に基づいて半導体界面での 電位を計算する方法を開発し、DNA 検出信号 に対する支持塩濃度・DNA 密度の最適化が可 能になった。また、酸化還元電流を計算する 方法を開発し、電極構造の最適化が可能になった。

DNA のハイブリダイゼーションは環境温度の影響を受ける。また、微弱な分子を検出する方法として、分子を増幅しながら検出するリアルタイム PCR 法が有効と考えられる。これを実現するため、チップ上にヒーターと温度計を集積し、溶液を室温から 100℃まで制御することが可能となった。設定温度の90%に達する時間はおおよそ2秒であった。



図 11. オンチップ温度制御

チップは電気的配線部と溶液接触部が混 在し、従来の実装技術では不十分なため、パ ッケージ・IC ソケット・溶液セルを新たに設 計した。また、スタンドアローンのデモ機を 作製した(図 12)。



図 12. スタンドアローン・デモ機

現在、このチップを用いて、ペプチドの検 出やバクテリアの検出の共同研究が進めら れている。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者に は下線)

〔雑誌論文〕(計31件)

- H. Anan, M. Kamahori, Y. Ishige, and <u>K.</u> <u>Nakazato</u>, Redox-potential sensor array based on extended-gate field-effect transistors with ω- ferrocenylalkanethiolmodified gold electrodes, Sensors and Actuators B: Chemical (in press) 査読有, (2012 年 11 月 19 日 WEB 上で出版済 http://www.sciencedirect.com/science/arti cle/pii/S0925400512011951)
- J. Hasegawa, <u>S. Uno</u>, and <u>K. Nakaz</u> <u>ato</u>, Amperometric Electrochemical Se nsor Array for On-Chip Simultaneous Imaging Circuit and Microelectrode Design Consderations, *Jpn. J. Appl. P hys.*, 査読有, **50**, 04DL03, 2011
- Y. B. Yusof, K. Sugimoto, <u>H. Ozawa</u>, <u>S. Uno</u>, and <u>K. Nakazato</u>, On-chip Microelectrode Capacitance Measurem ent for Biosensing Applications, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 査読有, **49**, 01AG05-1-6, 2010
- S. Uno, M. Iio, <u>H. Ozawa</u>, and <u>K. N</u> <u>akazato</u>, Full Three-Dimensional Simu lation of Ion-Sensitive Field-Effect Tr ansistor Flatband Voltage Shifts Due to DNA Immobilization and Hybridiza tion, *Jpn. J. Appl. Phys.*, 査読有, **49**, 01AG07-1-8, 2010
- 5. <u>K. Nakazato</u>, Integrated ISFET Sens or Array, *Sensors*, **9**, 8831-8851, 2009
- 6. K. Nakazato, M. Ohura, and S. Uno,

CMOS cascode source-drain follower for monolithically integrated biosensor array, *IEICE Trans. Electron.*, 査読 有, **E91-C** (9), 1505-1515, 2008

〔学会発表〕(計78件)

- 1. H. Ishihara, and <u>K. Nakazato</u>, A Study for DNA Polymerization Detection Using FET-Based Redox Potential Sensor with Gold Electrode, 7th International Conference on Molecular Electronics and Bioelectronics M&BE7, D-O8, 19 March, 2013, Fukuoka, Japan
- 2. T. Kuno, and <u>K. Nakazato</u>, Optimization of Microelectrode and Circuits for Amperometric Electrochemical Sensor Array, 7th International Conference on Molecular Electronics and Bioelectronics M&BE7, D-P9, 19 March, 2013, Fukuoka, Japan
- 3. <u>K. Nakazato</u>, Multimodal Electrochemical Sensor Array for Synthetic Analysis and Standardization of CMOS Biosensor LSI, Ottawa 2012 International Symposium on Biochemistry and Biophysics, 25 Oct. 2012, Ottawa, Canada
- 4. H. Anan, M. Kamahori, Y. Ishige, and <u>K.</u> <u>Nakazato</u>, Redox Potential Sensor Array by Extended-Gate FET with Ferrocenyl-Alkanethiol modified Gold Electrode, IMCS 2012 - The 14th International Meeting on Chemical Sensors, Nuremberg, Germany, May 20-23, 2012
- 5. <u>K. Nakazato</u>, BioCMOS LSIs for Portable Gene-Based Diagnostic Inspection System, Proceedings of 2012 IEEE International Symposium on Circuits and Systems, pp. 2287-2290, Seoul, Korea May 20-23, 2012
- 6. J. Hasegawa, <u>S. Uno</u>, and <u>K. Nakazato</u>, Amperometric Electrochemical Sensor Array for On-Chip Simultaneous Imaging Circuit and Microelectrode Design Considerations, *International Conference* on Solid State Devices and Materials, Tokyo, Japan, Sep. 23, 2010

〔図書〕(計6件)

- <u>K. Nakazato</u>, Potentiometric, Amperometric, and Impedimetric CMOS Biosensor Array, in State of the Art in Biosensors/Book 1, ISBN 980-953-307-669-5, ed. by T. Rinken, InTech, 2012
- 2. <u>宇野重康, 中里和郎</u>, "バイオCMOSテクノ ロジーによる高感度検出の医療応用", マイ

クロナノ加工技術によるメディカルエンジ ニアリング, pp.14-19, 名古屋大学最先端メ ディカルエンジニアリング編集委員会, ISBN:978-4-86431-159-5, 2013年3月21日

3. <u>中里和郎</u>, 化学集積素子-化学と半導体の 融合デバイス, 未来材料 Vol.12 No.11 pp.22-28, 2012

〔産業財産権〕 〇出願状況(計4件)

名称:電流検出装置, 発明者:<u>中里和郎</u>,長谷川淳一,<u>宇野重康</u> 権利者:名古屋大学 種類: 特許 番号:特願 2010-188538 出願年月日:2010 年 8 月 25 日 国内外の別:国内

○取得状況(計2件)

名称: Material Detector 発明者: <u>K. Nakazato</u> 権利者:名古屋大学 種類:特許 番号: US Patent No. 8, 129, 978 取得年月日: 2012 年3月6日 国内外の別:国外

名称:物質検出装置 発明者:<u>中里和郎</u> 権利者:名古屋大学 種類:特許 番号:日本国特許第4883812号 取得年月日:2011年12月16日 国内外の別:国内

〔その他〕 ホームページ http://biocmos.com

6.研究組織
 (1)研究代表者
 中里 和郎(NAKAZATO KAZUO)
 名古屋大学・大学院工学研究科・教授
 研究者番号: 90377804

(2)研究分担者字野 重唐 (UNO)

宇野 重康(UNO SHIGEYASU)立命館大学理工学部・准教授研究者番号: 40420369

小澤 寛晃 (OZAWA HIROAKI) 中央大学理工学部・助教 研究者番号:50464152 (平成 20 年度まで研究分担者)

(3)連携研究者 なし