

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7012068号
(P7012068)

(45)発行日 令和4年1月27日(2022.1.27)

(24)登録日 令和4年1月19日(2022.1.19)

(51)国際特許分類

F I

G 0 1 N 27/414 (2006.01)

G 0 1 N 27/414 3 0 1 V

G 0 1 N 27/416 (2006.01)

G 0 1 N 27/414 3 0 1 P

G 0 1 N 27/416 3 5 3 Z

請求項の数 10 (全11頁)

(21)出願番号	特願2019-501306(P2019-501306)	(73)特許権者	516089522 株式会社PROVIGATE 東京都文京区本郷7-3-1
(86)(22)出願日	平成30年2月19日(2018.2.19)	(74)代理人	100113376 弁理士 南条 雅裕
(86)国際出願番号	PCT/JP2018/005685	(74)代理人	100179394 弁理士 瀬田 あや子
(87)国際公開番号	WO2018/155370	(74)代理人	100185384 弁理士 伊波 興一朗
(87)国際公開日	平成30年8月30日(2018.8.30)	(74)代理人	100137811 弁理士 原 秀貢人
審査請求日	令和3年2月1日(2021.2.1)	(72)発明者	加治佐 平 東京都文京区本郷7丁目3番1号
(31)優先権主張番号	特願2017-29685(P2017-29685)	(72)発明者	柳本 吉之 東京都文京区本郷7丁目3番1号
(32)優先日	平成29年2月21日(2017.2.21)		最終頁に続く
(33)優先権主張国・地域又は機関	日本国(JP)		

(54)【発明の名称】 イオン感応性バイオセンサ

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

水素イオン感応性の電極を備えるイオン感応性バイオセンサであって、
前記水素イオン感応性の電極の表面の全部または一部が、検出非対象物質の電極への非特異的な吸着を阻害するポリカテコールアミンによりコーティングされていることを特徴とする、

バイオセンサ。

【請求項2】

請求項1に記載のバイオセンサであって、
前記ポリカテコールアミンが、Ｌードーパ、ドーパミン、アドレナリン、または、ノルアドレナリンの重合物であることを特徴とする、

バイオセンサ。

【請求項3】

請求項1に記載のバイオセンサであって、
前記イオン感応性の電極の表面におけるポリカテコールアミンのコーティングは、前記電極の表面においてカテコールアミンを重合させることにより達成されることを特徴とする、

バイオセンサ。

【請求項4】

請求項1に記載のバイオセンサであって、

前記イオン感应性の電極が金電極、銀電極、銅電極、白金電極、インジウムスズ酸化物（ITO）電極、パラジウム電極、銅電極、ニッケルチタン合金電極、酸化チタン電極、二酸化ケイ素電極、水晶電極、酸化アルミニウム電極、ガリウムヒ素電極、ガラス電極、または、酸化タンタル電極であることを特徴とする、
バイオセンサ。

【請求項 5】

請求項 1 に記載のバイオセンサであって、
前記イオン感应性の電極が、水素イオン感应性であることを特徴とする、
バイオセンサ。

【請求項 6】

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載のバイオセンサであって、
前記イオン感应性の電極が、電界効果トランジスタのゲート電極に電氣的に接続されていることを特徴とする、
バイオセンサ。

【請求項 7】

請求項 6 に記載のバイオセンサであって、
前記イオン感应性の電極は、前記電界効果トランジスタから離れて配置されており、
前記イオン感应性の電極は、配線を介して、前記電界効果トランジスタの前記ゲート電極と電氣的に接続されていることを特徴とする、
バイオセンサ。

【請求項 8】

請求項 6 に記載のバイオセンサであって、
前記イオン感应性の電極が、前記電界効果トランジスタのゲート絶縁膜上に直接に載置されることにより、前記ゲート絶縁膜に電氣的に接続されていることを特徴とする、
バイオセンサ。

【請求項 9】

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載のバイオセンサであって、
前記イオン感应性の電極が、信号増幅器に電氣的に接続されていることを特徴とする、
バイオセンサ。

【請求項 10】

請求項 9 に記載のバイオセンサであって、
前記信号増幅器が、オペアンプであることを特徴とする、
バイオセンサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、イオン感应性の電極を備えるイオン感应性バイオセンサに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、電気化学計測手法の一つとして、電界効果トランジスタ（FET: Field Effect Transistor）を用いたバイオセンサの研究が盛んになってきている。FETを用いたバイオセンサでは、センサが測定対象となる生体分子を認識すると、熱、質量、電荷等の物理的变化や対象物質の分解、物質の生成等の化学的变化が起こり、この変化を電荷変化もしくはキャパシタンス変化として信号変換素子であるFETで電気信号に変換して対象物質を測定する。FETを用いたバイオセンサは、（1）イオンや分子固有の電荷を電氣的に検出できる、（2）測定までの手間や時間がかからない、（3）リアルタイム測定が可能である、（4）非標識、非侵襲での電氣的計測が可能である、（5）半導体の微細加工技術により小型化、集積化が可能である、等の特徴を有する。

【0003】

例えば、これまでに、拡張型のゲートFETにより、DNAのハイブリダイゼーションを

10

20

30

40

50

検出するバイオセンサ（非特許文献１）や、拡張型のゲートＦＥＴにより様々な糖を検出するバイオセンサ（非特許文献２）等が提案されている。

【０００４】

ＦＥＴを用いたイオン感应性バイオセンサとしては、例えば、金ゲート電極にチオール結合したアルキル基の末端のカルボキシル基やアミノ基が水素イオンと平衡反応することを利用した水素イオン感应センサが提案されている（非特許文献３）。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【０００５】

【文献】Ｔ．Ｓაკატა et al., Jpn. J. Appl. Phys. 44, 2860-2863

10

Ｔ．Κακίςα and T. Sakata, ChemElectroChem, 1, 1647-1655 (2014)

Ｔ．Κακίςα and T. Sakata, Jpn. J. Appl. Phys. 54, 04DL06 (2015)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００６】

これまで提案されているイオン感应性バイオセンサでは、水素イオン以外の物質等（例えば、アルブミン等のタンパク質）が電極への非特異的に吸着することによるノイズが問題となっていた。

20

【課題を解決するための手段】

【０００７】

本発明者らは、イオン感应性バイオセンサにおける、非特異的吸着に起因するノイズを低減させるために鋭意研究を行ったところ、驚くべきことに、イオン感应性の電極の表面をポリカテコールアミンによってコーティングすることにより、非特異的吸着に起因するノイズがほぼ完全に除去できることを見出した。

【０００８】

すなわち本発明は、イオン感应性の電極を備えるイオン感应性バイオセンサであって、前記イオン感应性の電極の表面の全部または一部がポリカテコールアミンによりコーティングされていることを特徴とする、バイオセンサに関する。

30

【０００９】

また、本発明の一実施形態においては、前記ポリカテコールアミンが、Ｌ－ドーパ、ドーパミン、アドレナリン、または、ノルアドレナリンの重合体であることを特徴とする。

【００１０】

また、本発明の一実施形態においては、前記イオン感应性の電極の表面におけるポリカテコールアミンのコーティングは、前記電極の表面においてカテコールアミンを重合させることにより達成されることを特徴とする。

【００１１】

また、本発明の一実施形態においては、前記イオン感应性の電極が金電極、銀電極、銅電極、白金電極、インジウムスズ酸化物（ＩＴＯ）電極、パラジウム電極、銅電極、ニッケルチタン合金電極、酸化チタン電極、二酸化ケイ素電極、水晶電極、酸化アルミニウム電極、ガリウムヒ素電極、ガラス電極、または、酸化タンタル電極であることを特徴とする。

40

【００１２】

また、本発明の一実施形態においては、前記イオン感应性の電極が、水素イオン感应性であることを特徴とする。

【００１３】

また、本発明の一実施形態においては、前記イオン感应性の電極が、電界効果トランジスタのゲート電極に電氣的に接続されていることを特徴とする。

50

【0014】

また、本発明の一実施形態においては、前記イオン感応性の電極は、前記電界効果トランジスタから離れて配置されており、前記イオン感応性の電極は、配線を介して、前記電界効果トランジスタの前記ゲート電極と電氣的に接続されていることを特徴とする。

【0015】

また、本発明の一実施形態においては、前記イオン感応性の電極が、前記電界効果トランジスタのゲート絶縁膜上に直接に載置されることにより、前記ゲート絶縁膜に電氣的に接続されていることを特徴とする。

【0016】

また、本発明の一実施形態においては、前記イオン感応性の電極が、信号増幅器に電氣的に接続されていることを特徴とする。

10

【0017】

また、本発明の一実施形態においては、前記信号増幅器が、オペアンプであることを特徴とする。

【0018】

なお、上記に挙げた本発明の一又は複数の特徴を任意に組み合わせた発明も、本発明の範囲に含まれる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】図1は、本発明の一実施形態であるイオン感応性バイオセンサの概略的な構成を示す模式図を示す。

20

【図2】図2は、本発明の一実施形態であるイオン感応性バイオセンサを用いて、被験試料を添加した際のFETのゲート表面電位の変化を測定した結果を示す。

【図3】図3は、図2に示す実験結果における、FETのゲート表面電位変化量を示すグラフである。

【図4】図4は、本発明の一実施形態であるイオン感応性バイオセンサの電極に検出非対象物質（ドーパミン）を加えたときのFETのゲート表面電位変化を示すグラフを示す。

【図5】図5は、本発明の一実施形態であるイオン感応性バイオセンサの電極に検出非対象物質（アルブミン）を加えたときのFETのゲート表面電位変化を示すグラフを示す。

【発明を実施するための形態】

30

【0020】

本発明のイオン感応性センサは、被験試料のpHの変化を、イオン濃度の変化に基づく電極の電荷密度の変化として検出するという基本的な原理に基づく。

【0021】

本発明のイオン感応性センサは、イオン感応性の電極（被験試料のpHを測定するための電極）の表面の全部または一部がポリカテコールアミンによりコーティングされていることにより、被験試料中の夾雑物が電極に非特異的に吸着することに起因する測定ノイズが大幅に低減されていることを特徴とする。ここで、「カテコールアミン」とは、チロシンから誘導された、カテコールとアミンを有する化合物の総称であり、例えばL-ドーパ、ドーパミン、ノルアドレナリン、アドレナリン等が知られている。また、「ポリカテコールアミン」とは、カテコールアミンの重合物を意味し、例えば、L-ドーパ、ドーパミン、ノルアドレナリン、アドレナリンの重合物が挙げられる。

40

【0022】

なお、イオン感応性電極への電極へポリカテコールアミンをコーティングする方法は特に限定されず、当業者が適宜選択することができる。例えば、カテコールアミンは酸化することで重合するため、イオン感応性電極へカテコールアミン溶液を適用し、静置することで、自己酸化（空気酸化）による重合を誘導することができる。他の酸化方法としては、例えば、電気化学的酸化（サイクリックボルタメトリ等）、UVオゾン酸化、過マンガン酸カリウム等の酸化剤の添加、等が挙げられる。

【0023】

50

本発明によれば、様々な夾雑物を含む被験試料においても、正確にpHを測定することができる。そのため、本発明のバイオセンサを用いて、生体由来の試料、環境中の試料、または、食品中の試料等のpHを測定することができる。本発明のバイオセンサを用いてpHの測定が可能な生体由来の試料としては、例えば血液、リンパ液、組織液、体腔液、消化液、汗、涙、鼻汁、唾液、尿、精液、膿液、羊水、乳汁、等が挙げられる。

【0024】

[イオン感应性センサの構成]

図1に、本発明の一実施形態に係るセンサを示し、本発明の構成について説明する。図1は、本発明の一実施形態であるイオン感应性センサ100の概略的な構成を示す模式図である。なお、以下の説明では、検出素子としていわゆる拡張ゲート(Extended-gate)型のFETを使用した場合を例に挙げて説明するが、本発明に係るイオン感应性センサは、このような例に限定されるものではない。例えば、ゲート電極が絶縁膜上に直接に載置される通常のFETを用いてもよい。

【0025】

また、本発明に係るイオン感应性センサは、検出素子としてFETを用いるものに限定されない。本発明の本質的な特徴は、ポリカテコールアミンによるコーティングを行ったイオン感应性の電極部分で被験試料のpH変化を電気的な信号として検出することにある。例えば当該イオン感应性の電極を信号増幅器(例えば、真空管、トランジスタ、オペアンプ、マグアンプ、等)に接続することによっても、イオン感应性センサとして使用することができる。

【0026】

図1に示すように、イオン感应性センサ100は、検出素子としてMOSFET(Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor)101を用いて試験試料におけるイオン濃度を検出するためのセンサであって、ポリカテコールアミン薄膜層105によってコーティングされたイオン感应性電極104を備える。イオン感应性電極104は基板105上にスパッタされている。また、イオン感应性電極104は、MOSFET101のゲート電極108と配線102を介して電気的に接続されている。

【0027】

また、基板103上には、イオン感应性電極104を囲うようにガラスリングが固定されており、ガラスリング内には緩衝液107が満たされている。

【0028】

なお、図1に示すように、必要に応じて参照電極106を設けてもよい。参照電極106は、緩衝液107中に設けられ、MOSFET101のソース電極及びドレイン電極とともに閉回路を形成する。参照電極106はFETにおける電圧測定の基準電位となる電極であり、アースされることもある。実用上は、FETにおける電圧測定の際に必要なが、他の公知の方法により代替可能であれば参照電極106を設けなくてもよい。

【0029】

MOSFET101の半導体基板は、例えば、p型半導体であり、その一部(例えば2箇所)が局所的にドーピングされて形成されたn型半導体部分にソース電極及びドレイン電極が設けられる。なお、本発明のイオン感应性センサで使用するFETは、上記のnチャネル型MOSFET(n-MOS)に限られず、pチャネル型MOSFET(p-MOS)、nチャネル接合型FET、pチャネル接合型FETであってもよい。

【0030】

また、半導体基板の素材としては、特に制限されるものではないが、Si、GaAs、透明酸化物半導体(例えば、ITO、IGZO、IZO)、有機半導体、炭素半導体(例えば、カーボンナノチューブ、グラフェン半導体、ダイヤモンド半導体等)等、公知の半導体を適宜選択して用いることができる。

【0031】

また、本発明の一実施形態であるイオン感应性センサ100においては、検出素子として

、上述したように拡張ゲート型のFETを使用している。拡張ゲート型のFETを用いたイオン感応性センサでは、イオン感応性電極部分がFET本体（ソース電極およびドレイン電極が設けられた半導体基板を含むFET101）から分離しており、イオン感応性電極部分をFET101から着脱自在に接続することができる。

【0032】

すなわち、本発明の一実施形態においては、イオン感応性電極部分と検出素子（例えば、FET、信号増幅器）とを別々に準備し、組み合わせてもよい。例えば、イオン感応性電極部分を、検出装置本体（FETや信号増幅器）に着脱可能なチップとして構成することもできる。

【0033】

本明細書において用いられる用語は、特に定義されたものを除き、特定の実施態様を説明するために用いられるのであり、発明を限定する意図ではない。

【0034】

また、本明細書において用いられる「含む」との用語は、文脈上明らかに異なる理解をすべき場合を除き、記述された事項（部材、ステップ、要素、数字など）が存在することを意図するものであり、それ以外の事項（部材、ステップ、要素、数字など）が存在することを排除しない。

【0035】

異なる定義が無い限り、ここに用いられるすべての用語（技術用語及び科学用語を含む。）は、本発明が属する技術の当業者によって広く理解されるのと同じ意味を有する。ここに用いられる用語は、異なる定義が明示されていない限り、本明細書及び関連技術分野における意味と整合的な意味を有するものとして解釈されるべきであり、理想化され、又は、過度に形式的な意味において解釈されるべきではない。

【0036】

以下において、本発明を、実施例を参照してより詳細に説明する。しかしながら、本発明はいろいろな態様により具現化することができ、ここに記載される実施例に限定されるものとして解釈されてはならない。

【実施例】

【0037】

ポリドーパミン薄膜層を金電極に積層したイオン感応性バイオセンサの作製

本実施例において用いた、本発明の一実施形態であるイオン感応性センサは、以下のよう

に作製した（構成の概念図を図1に示した）。

【0038】

本実施例において用いたイオン感応性センサにおいては、検出素子としてMOSFET（NXP社製、2N7002）を用いた。対象物の電荷を検出するための電極（イオン感応性電極）としては、ガラス基板にスパッタした6mm直径金電極を用い、金電極上に、後述する方法にて、ポリドーパミン薄膜層を作製した。前記金電極は、前記MOSFETに直接接触しているゲート電極から、配線を介して電氣的に接続させることにより、拡張型のゲート電極（拡張ゲート電極）とした。

【0039】

次に、本実施例では溶液中での測定を行うため、上述のようにして得られたイオン感応性電極（ポリドーパミン薄膜層によるコーティングを行った金電極）上に、外径12mm、内径10mm、高さ10mmのガラスリングを、エポキシ樹脂を用いて固定した。

【0040】

金電極上へのポリカテコール薄膜層の作製

Ｌドーパ粉末（D0600，東京化成工業）、ドーパミン粉末（A0305，東京化成工業）、ノルアドレナリン粉末（A0906，東京化成工業）、または、アドレナリン粉末（A0173，東京化成工業）を、それぞれトリス緩衝液（100mM，pH10）に溶解させ、25mMのカテコールアミン溶液（Ｌドーパ溶液、ドーパミン溶液、ノルアドレナリン溶液、または、ノルアドレナリン溶液）を作製した。次に、前出のガラスリン

10

20

30

40

50

グを固定した金基板にいずれかのカテコールアミン溶液を500 μ l入れ、紫外線オゾン表面処理/改質装置（ミズカプラニング社製、PL-16）にて5分間UVを照射し、24時間室温にて放置することによって、金基板上にポリカテコールアミン薄膜層を形成させた。

【0041】

比較例として、ガラスリングを固定した金基板に単純なトリス緩衝液（100mM，pH10）を適用した以外は、上記と同様の手順を行った金電極（すなわち、ポリカテコールアミンによるコーティングのない金電極）を用意した。

【0042】

本発明のセンサを用いた溶液のpH測定

作製したイオン感応性センサをFET測定器に接続し、pH1.68、4.01、7.41、9.18、10.01のpH標準液をガラスリング内に500 μ l入れ替えることで溶液のpH変化時のMOSFETにおけるゲート表面電位変化を検出した。

【0043】

本発明のイオン感応性センサを用いて、各pH標準液に入れ替えた際のゲート表面電位変化を測定した結果を、図2に示す。図2の縦軸は、ポリカテコールアミンの表面電位の変化（mV）を示し、横軸は、計測時間（秒）を示している。

【0044】

図2に示すように、本発明のイオン感応性センサは、pHの変化を極めて鋭敏に検出することが示された。

【0045】

また、図2におけるゲート表面電位変化幅とpHの関係を図3に示した。図3に示すように、本発明のイオン感応性センサにおいては、39～48mV/pHとネルンスト応答に近い値を示し、ばらつきも少なかった。すなわち、本発明のイオン感応性センサは、極めて正確性の高いpHセンサとして機能し得ることが示された。

【0046】

すなわち、本発明のイオン感応性センサは、検出感度と正確性において、優れたpHセンサであることが示された。

【0047】

ポリカテコールアミン薄膜層による夾雑物除去効果

次に、本発明のイオン感応性センサが、既存のイオン感応性センサと比較して、非特異的な吸着によるノイズが大幅に低減されていることを示すための比較実験を行った。

【0048】

（夾雑物の例としてドーパミンを用いた比較実験）

本発明のイオン感応性センサのガラスリングに500 μ lのリン酸ナトリウム緩衝液（Phosphate buffered saline、PBS、pH7.4）を入れ、ゲート電位安定後に終濃度が100nMおよび10 μ Mになるようドーパミンを添加した。比較例として、上述の方法により作製した、ポリカテコールアミンによるコーティングのない金電極を有するイオン感応性センサを用いて同様の試験を行った。

【0049】

なお、本実験においてPBSに添加した「ドーパミン」は、検出対象（水素イオン）以外の夾雑物（すなわち、電極への非特異的な吸着を引き起こす物質）の例として用いている。

【0050】

比較実験の結果を図4に示す。図4の縦軸は、ポリカテコールアミンの表面電位の変化（mV）を示し、横軸は、計測時間（秒）を示している。

【0051】

図4に示すように、本発明のイオン感応性センサは、ドーパミン（すなわち、検出非対象物質）の添加に対してゲート表面電位がほとんど反応しなかった。一方、ポリカテコールアミンによるコーティングのない金電極を有するイオン感応性センサ（比較例）は、ドーパミンの添加に反応して負方向への電位シフトが確認された。

10

20

30

40

50

【0052】

(夾雑物の例としてアルブミンを用いた比較実験)

本発明のイオン感応性センサのガラスリングに500 μ Lのリン酸ナトリウム緩衝液(P h o s p h a t e b u f f e r e d s a l i n e、PBS、pH7.4)を入れ、ゲート電位安定後に終濃度が1g/Lおよび5g/Lになるようアルブミンを添加した。

比較例として、上述の方法により作製した、ポリカテコールアミンによるコーティングのない金電極を有するイオン感応性センサを用いて同様の試験を行った。

【0053】

なお、本実験においてPBSに添加した「アルブミン」は、検出対象(水素イオン)以外の夾雑物(すなわち、電極への非特異的な吸着を引き起こす物質)の例として用いている。

10

【0054】

比較実験の結果を図5に示す。図5の縦軸は、ポリカテコールアミンの表面電位の変化(mV)を示し、横軸は、計測時間(秒)を示している。

【0055】

図5に示すように、本発明のイオン感応性センサは、アルブミン(すなわち、検出非対象物質)の添加に対してゲート表面電位がほとんど反応しなかった。一方、ポリカテコールアミンによるコーティングのない金電極を有するイオン感応性センサ(比較例)は、アルブミンの添加に反応して負方向への電位シフトが確認された。

【0056】

以上の結果から、本発明のイオン感応性センサは、検出非対象物質の電極への非特異的な吸着を阻害し、非特異的な吸着によるノイズがほぼ完全に排除できることが示された。

20

【符号の説明】

【0057】

100:ゲート電極拡張型イオン感応性センサ

101:電気信号検出器(MOSFET)

102:配線

103:基板

104:イオン感応性電極(金電極)

105:ポリカテコールアミン薄膜層

106:参照電極

107:緩衝液

108:ゲート電極

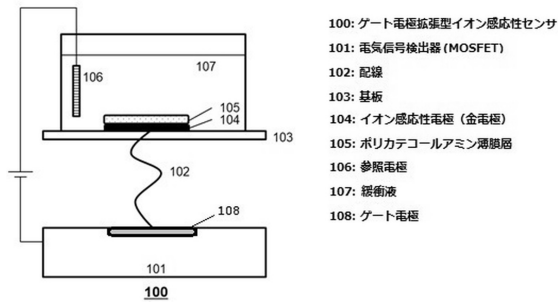
30

40

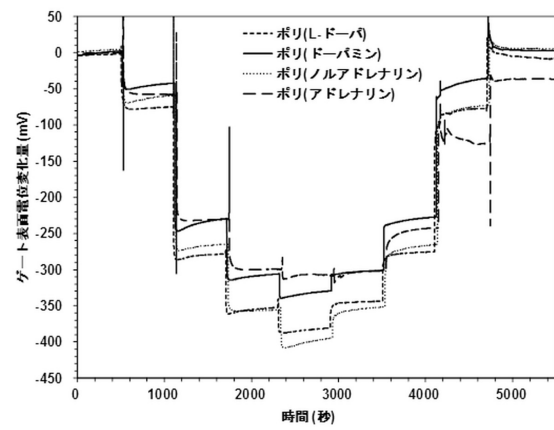
50

【図面】

【図 1】

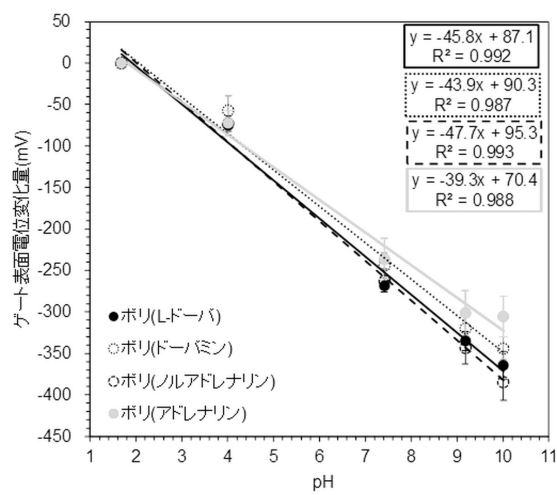


【図 2】

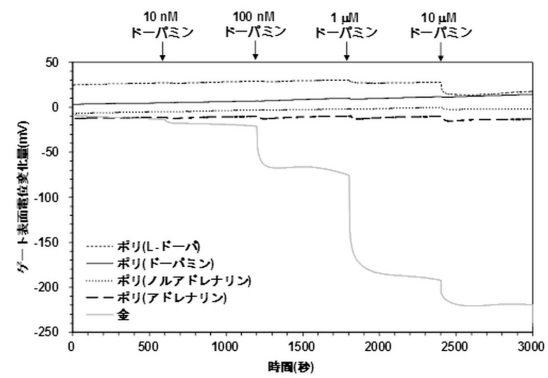


10

【図 3】



【図 4】



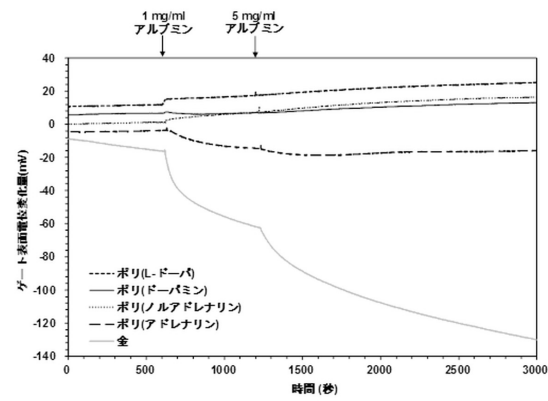
20

30

40

50

【図 5】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

審査官 黒田 浩一

(56)参考文献

特開 2 0 1 2 - 1 2 2 7 6 4 (J P , A)

中国特許出願公開第 1 0 4 6 7 7 9 6 2 (C N , A)

Vibha K.Tamboli et al., Hybrid Synthetic Receptors on MOSFET Devices for Detection of Prostate Specific Antigen in Human Plasma, analytical chemistry, 2016年, Vol.88, pp.11486-11490

Mandana Amiri et al., Poly-dopamine films: Voltammetric sensor for pH monitoring, Sensors and Actuators B:Chemical, 2016年, Vol.228, pp.53-58

KAJISA Taira et al., Characterization of ion-sensitive extended-gate field effect transistor coated with functional self-, Japanese Journal of Applied Physics, 2015年, Vol.54, 04DL06-1-04DL06-5

當麻真奈 他, ポリドーパミン薄膜の表面プラズモン増強蛍光バイオセンサのタンパク質接着層への応用, 第 6 3 回応用物理学会春季学術講演会講演予稿集, 2016年, 1 9 p - W 3 3 1 - 1 0 10-200

中村剛久 他, グルコースデヒドロゲナーゼおよびキノン類をポリドーパミンコーティングによって固定化したバイオアノード, 電気化学会講演要旨集 第 8 2 回大会, 公益社団法人電気化学会, 2015年, 2 M 0 9、p. 6 6 3

WAN, Yi et al., Direct immobilisation of antibodies on a bioinspired architecture as a sensing platform, Biosensors and Bioelectronics, 2011年, Vol.26, p.2595-2600

(58)調査した分野 (Int.Cl., D B 名)

G 0 1 N 2 7 / 2 6 - 2 7 / 4 9

J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I I)