

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5737655号
(P5737655)

(45) 発行日 平成27年6月17日(2015.6.17)

(24) 登録日 平成27年5月1日(2015.5.1)

(51) Int.Cl.	F I
GO 1 N 27/414 (2006.01)	GO 1 N 27/30 3 O 1 V
	GO 1 N 27/30 3 O 1 K
	GO 1 N 27/30 3 O 1 N
	GO 1 N 27/30 3 O 1 U
	GO 1 N 27/30 3 O 1 X

請求項の数 6 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2011-155178 (P2011-155178)	(73) 特許権者	504136568
(22) 出願日	平成23年7月13日 (2011.7.13)		国立大学法人広島大学
(65) 公開番号	特開2013-19851 (P2013-19851A)		広島県東広島市鏡山1丁目3番2号
(43) 公開日	平成25年1月31日 (2013.1.31)	(74) 代理人	100095407
審査請求日	平成26年5月16日 (2014.5.16)		弁理士 木村 満
特許法第30条第1項適用	American Institute of Physics, APPLIED PHYSICS LETTERS 98, 123705 (2011) 平成23年3月24日	(74) 代理人	100138955
			弁理士 末次 涉
		(74) 代理人	100151873
			弁理士 鶴 寛
		(74) 代理人	100109449
			弁理士 毛受 隆典
		(72) 発明者	中島 安理
			広島県東広島市鏡山一丁目4番2号 国立大学法人広島大学ナノデバイス・バイオ融合科学研究所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 半導体センサ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ソース領域と、
ドレイン領域と、
検出対象が付着するセンシング領域が設けられたゲート絶縁膜と、
クーロンアイランドが、トンネル障壁を介して、前記ソース領域と前記ドレイン領域との間で接続されることにより前記ゲート絶縁膜下に形成されたチャンネル領域と、
前記チャンネル領域を介して前記ドレイン領域から流れるドレイン電流を計測する計測部と、
を備え、
ゲート電圧が0である場合に、前記センシング領域に付着した前記検出対象によって生ずる電位差に応じて前記ドレイン電流が流れるように、前記ソース領域、前記ドレイン領域及び前記チャンネル領域が、同型にドーピングされている、
半導体センサ。

【請求項2】

前記チャンネル領域は、
複数のクーロンアイランドが、トンネル障壁を介して、前記ソース領域と前記ドレイン領域との間で直列に接続されることにより形成されている、
ことを特徴とする請求項1に記載の半導体センサ。

【請求項3】

前記センシング領域に前記検出対象が含まれる水溶液を暴露するための流路チャンネルが設けられている、

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の半導体センサ。

【請求項 4】

前記センシング領域には、

前記水溶液中の電荷イオンを付着させるイオン感応膜が形成されている、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の半導体センサ。

【請求項 5】

前記センシング領域には、

ターゲット DNA とハイブリダイズさせるためのプローブ DNA が固定されている、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の半導体センサ。

10

【請求項 6】

前記センシング領域には、

所定の抗体又は抗原が固定されている、

ことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の半導体センサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、ゲート絶縁膜のセンシング領域に検出対象を付着させ、その付着量に相当する検出値を検出する半導体センサに関する。

20

【背景技術】

【0002】

集積回路等で広く用いられている MOSFET 等の FET (電界効果トランジスタ) は、水溶液中のイオン濃度を検出する電荷センサに応用することができる。FET のゲート絶縁膜の表面又はチャンネル領域に表面修飾をほどこしたものをセンシング領域として水溶液にさらすと、ゲート絶縁膜に水溶液中の検出対象となるイオンが付着する。このイオンの付着量により、ソースとドレインとの間のチャンネル内を流れる電流の流れやすさが変わる。このため、ドレイン電流を計測すればイオン濃度を検出することができる。

【0003】

電荷センサとして用いられる FET を、イオン感受性 FET ともいう (例えば、特許文献 1 乃至 4 参照)。イオン感受性 FET は、ゲート絶縁膜の表面で、水溶液中に存在するイオンの濃度と型に応じて、自身の電気特性を変える。また、近年、イオン感受性 FET に基づくバイオセンサやバイオチップが、DNA、タンパク質、及びウイルスの検出のために開発されている。

30

【0004】

中でも、ナノワイヤチャンネルを有する FET センサは、検出対象のイオン又は生物分子に高い感度を有するセンサとして知られている (例えば、非特許文献 1 参照)。この FET センサでは、チャンネルが例えば 80 nm 幅のワイヤ状のシリコンで形成されている。ゲート絶縁膜に水溶液中のイオンが付着すると、このナノワイヤチャンネルに流れるドレイン電流が変化する。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開平 6 - 249824 号公報

【特許文献 2】特開 2000 - 187018 号公報

【特許文献 3】特開 2002 - 156357 号公報

【特許文献 4】特表 2008 - 542733 号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献 1】T.Takashi, A.Nakajima, et al, "Fabrication of Si Nanowire Field-

50

Effect Transistor for Highly Sensitive, Label-Free Biosensing " Japanese Journal of Applied Physics. 48 (2009) 06FJ04.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

図9には、ナノワイヤチャネルを有するFETセンサのゲート電圧(V_g) - ドレイン電流(I_d)特性が示されている。図9の2つの曲線は、イオン濃度がそれぞれ異なる水溶液をセンシング領域に浸した場合の特性を示している。図9に示すように、水溶液のイオン濃度が異なれば、同一のゲート電圧(V_g)に対するドレイン電流(I_d)の値が異なるため、ドレイン電流(I_d)を計測すれば、水溶液のイオン濃度を検出することができる。

10

【0008】

しかしながら、ナノワイヤチャネルを有するFETセンサでは、計測されるドレイン電流の計測値に含まれるノイズが小さくない場合が多い。このノイズは、ドレイン電流の計測値から水溶液のイオン濃度を検出する際の弊害となり、場合によっては、水溶液のイオン濃度を検出するために、ゲート電圧を掃引する必要がある。このため、水溶液のイオン濃度の変化に対するドレイン電流の変化量をさらに大きくして、分解能を高くすることが望まれている。

【0009】

この発明は、上記実情に鑑みてなされたものであり、分解能をより向上させることができる半導体センサを提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明の半導体センサは、
ソース領域と、
ドレイン領域と、
検出対象が付着するセンシング領域が設けられたゲート絶縁膜と、
クーロンアイランドが、トンネル障壁を介して、前記ソース領域と前記ドレイン領域との間で接続されることにより前記ゲート絶縁膜下に形成されたチャンネル領域と、
前記チャンネル領域を介して前記ドレイン領域から流れるドレイン電流を計測する計測部と、
を備え、
ゲート電圧が0である場合に、前記センシング領域に付着した前記検出対象によって生ずる電位差に応じて前記ドレイン電流が流れるように、前記ソース領域、前記ドレイン領域及び前記チャンネル領域が、同型にドーピングされている。

30

【0011】

前記チャンネル領域は、
複数のクーロンアイランドが、トンネル障壁を介して、前記ソース領域と前記ドレイン領域との間で直列に接続されることにより形成されている、
こととしてもよい。

40

【0012】

この場合、前記センシング領域に前記検出対象が含まれる水溶液を暴露するための流路チャンネルが設けられている、
こととしてもよい。

【0017】

前記センシング領域には、
前記水溶液中の電荷イオンを付着させるイオン感応膜が形成されている、
こととしてもよい。

【0018】

前記センシング領域には、

50

ターゲットDNAとハイブリダイズさせるためのプローブDNAが固定されている、
こととしてもよい。

【0019】

前記センシング領域には、
所定の抗体又は抗原が固定されている、
こととしてもよい。

【発明の効果】

【0020】

この発明によれば、単数又は複数のクーロンアイランドがトンネル障壁を介して接続されることにより、チャンネル領域が形成されている。このようにすれば、ドレイン電流は、ゲート電圧に対してクーロン振動を起こすようになり、ゲート電圧の変化に対するドレイン電流の変化が急峻となる。これにより、センシング領域に付着する検出対象の付着量の変化に対するドレイン電流の変化量を大きくして、分解能を向上させることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明の実施の形態1に係る半導体センサの概略的な構成を示す斜視図である。

【図2】図1の半導体センサのトランジスタ部分の断面図である。

【図3】チャンネル領域の上面図である。

【図4】バックゲート電圧 - ドレイン電流の特性を示すグラフである。

【図5】ゲート電圧 - ドレイン電流の特性を示すグラフである。

20

【図6】異なるpHでのゲート電圧 - ドレイン電流の特性を示すグラフである。

【図7】本発明の実施の形態2に係る半導体センサのゲート電圧 - ドレイン電流の特性を示すグラフである。

【図8】図8(A)及び図8(B)は、抗原検出センサのセンシング領域の模式図である。

【図9】ナノワイヤチャンネルを有するFETセンサのゲート電圧 - ドレイン電流特性を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0022】

本発明の実施の形態について、図面を参照して詳細に説明する。

30

【0023】

実施の形態1.

まず、本発明の実施の形態1について説明する。

【0024】

図1には、本実施の形態に係る半導体センサ100の斜視図が示されている。また、図2には、半導体センサ100のトランジスタ部分の断面図が示されている。この半導体センサ100は、SOI(Silicon On Insulator)ウエハを用いて作成される。

【0025】

図1、図2に示すように、最下層には、バックゲート電極1が設けられている。バックゲート電極1は、例えばAl(アルミニウム)で形成されている。バックゲート電極1は、使用時には接地されている。

40

【0026】

バックゲート電極1の上には、SOI基板の基板Si(シリコン)層2、SiO₂またはBOX(Buried Oxide)層3が、この順に積層されている。

【0027】

図2に示すように、SiO₂またはBOX層3上に、ソース領域4、ドレイン領域5及びチャンネル領域6が形成されている。ソース領域4及びドレイン領域5は、As(ヒ素)でN型にドーピングされている。

【0028】

チャンネル領域6は、Siで形成されている。本実施の形態では、チャンネル領域6は、N

50

型にはドーブされておらず、P型のままであり、その電気抵抗率は、例えば13.5～22.5 cmとなっている。ソース領域4及びドレイン領域5には、A1配線7、8がそれぞれ接続されている。

【0029】

図3には、チャンネル領域6の上面図が示されている。図3に示すように、チャンネル領域6では、11個のクーロンアイランド20がワイヤ領域を介して直列に接続されたものがソース領域4とドレイン領域5との間に形成されている。

【0030】

クーロンアイランド20の幅は、例えば約50nmであり、ワイヤ領域の幅は、例えば約30nmである。また、チャンネル領域6の厚みは、例えば約18nmである。また、チャンネル領域6のチャンネル幅は、例えば3μmである。

10

【0031】

ワイヤ領域は、電子に対するトンネル障壁（微小トンネル接合）として機能する。すなわち、チャンネル領域6では、複数のクーロンアイランド20が、トンネル障壁を介して直列に配列されている。

【0032】

本実施の形態では、半導体センサ100を、室温で動作する単電子トランジスタとして機能させる。ここで、単電子トランジスタのチャージングエネルギー E は、次式で表される。

【数1】

20

$$\Delta E = \frac{e^2}{2C} \dots (1)$$

上記式(1)において、eは、電子1個の電荷であり、Cは、容量である。

【0033】

単電子トランジスタが室温で動作するためには、このチャージングエネルギーを、室温の熱エネルギー（ $k_B T = 26 \text{ meV}$ ： k_B はボルツマン定数、Tは絶対温度）よりも大きくする必要がある。このためには、分母である容量をできるだけ小さくする必要がある。

30

【0034】

各クーロンアイランド20の容量をそれぞれ C_1 、 C_2 、 C_3 、…、 C_{11} とする。すると、チャンネル領域6全体のみかけ容量Cは、次式のようになる。

【数2】

$$\frac{1}{C} = \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} + \frac{1}{C_3} + \dots + \frac{1}{C_{11}} \dots (2)$$

このように、クーロンアイランド20を直列に接続するようにすれば、チャンネル領域6全体の容量を小さくすることができるので、室温での単電子動作が可能になる。クーロンアイランド20の数を11個としているのは、これ以上、クーロンアイランド20の数を増やしても、容量Cは、ある値にしか収束せず、容量を小さくする効果がうすれるためである。また、クーロンアイランド20の配列の全体の長さ（チャンネル）も、チャンネル領域6の抵抗が大きくなりすぎないような長さとする必要がある。

40

【0035】

このように、複数のクーロンアイランド20を有する場合には、いずれかのクーロンアイランド20のいずれか1つに電荷が付着すると、そのクーロンアイランド20のクーロン振動の位相がずれるため、全体のドレイン電流（ I_d ）が変化する。従って、単数のクーロンアイランド20でソース領域4及びドレイン領域5を接続するよりも、希薄な濃度

50

の電荷も高感度で検知できる。

【0036】

A1配線7 ソース領域4 チャネル領域6 ドレイン領域5 A1配線8は、図1に示す電流計11、電源12に直列に接続されている。電流計11は、上述の単電子動作により、ドレイン領域5から流れるドレイン電流(I_d)を計測する。電源12は、ソース領域4とドレイン領域5との間にドレイン-ソース電圧(V_d)を印加する。

【0037】

図2に示すように、チャネル領域6の上には、ゲート絶縁膜として、 SiO_2 膜9と、 Si_3N_4 膜10が形成されている。 SiO_2 膜9の厚みは、例えば約9nmであり、 Si_3N_4 膜10の厚みは、例えば約36nmである。 Si_3N_4 膜10の表面は、ゲート絶縁膜のセンシング領域となっている。 Si_3N_4 膜10は、イオンの絶縁膜中への侵入を防止する膜として、さらにイオンを付着させるイオン感応膜として働く。

10

【0038】

なお、ソース領域4、ドレイン領域5、チャネル領域6及びゲート絶縁膜の作成工程は、次の通りである。

【0039】

まず、マスクとしてのレジストパターンを用いて、電子サイクロトロン共鳴エッチャでクーロンアイランド20の配列をエッチングする。エッチング後、クーロンアイランド20の配列のサイズとワイヤ領域の幅の低減を行うために、 $NH_4OH/H_2O_2/H_2O$ 溶液での等方性の湿式エッチングを行う。

20

【0040】

続いて、さらにクーロンアイランド20のサイズとワイヤ領域の幅とを小さくするために、酸化処理を施す。続いて、ドーズ量 $4 \times 10^{15} cm^2$ で30KeVでの As^+ イオンの注入によってソース領域4とドレイン領域5を形成する。

【0041】

さらに、 Si_3N_4/SiO_2 が積層されたゲート絶縁膜を作製する。具体的には、約9nmの二酸化シリコンの層を、酸素雰囲気中で、850で熱的に成長させ、続いて、750における低圧化学気相法によって約36nmの薄さの Si_3N_4 を堆積させる。

【0042】

なお、本発明者が作製した半導体センサ100では、A1パッド電極($0.25 mm^2$)を含む全体の領域が、例えば、 $1.2 cm^2$ の大きさとなった。

30

【0043】

図1に戻り、ゲート絶縁膜の上には、流路部13が形成されている。流路部13は、PDMS(ポリジメチルシロキサン)で形成されている。流路部13の接合面は、酸素プラズマ処理によって加工された後に、ゲート絶縁膜上に固定された。

【0044】

流路部13では、ゲート絶縁膜のセンシング領域上に空隙部14が形成されている。空隙部14のサイズは、例えば、約3mm×1mm×100 μm (長さ×幅×高さ)である。

【0045】

マイクロ流路である空隙部14は、水溶液をゲート絶縁膜のセンシング領域に流し込み(水溶液を暴露し)、排出するための流路15、16で外部と連通している。検出対象となる水溶液は、流路15から空隙部14に入って、ゲート絶縁膜上に至る。水溶液は、流路16を通過して、容器17に排出される。本実施の形態では、空隙部14、流路15、16によって、流路チャンネルが形成されている。

40

【0046】

容器17内の水溶液には、 $Ag/AgCl$ 等で形成された参照電極18が挿入されている。参照電極18には、電源(電圧源)19が接続されており、電解質である水溶液を介してゲート電圧(V_g)をゲート絶縁膜に印加可能である。

【0047】

50

ところで、水溶液が、空隙部 14 に入り、ゲート絶縁膜上に達すると、水溶液中に含まれる検出対象である水素イオン等の電荷イオンが、ゲート絶縁膜のセンシング領域に付着する。

【0048】

図4には、室温でのバックゲート電圧 (V_{bg}) に対するドレイン電流 (I_d) の特性が示されている。このとき、バックゲート電極1は接地されておらず、また、ゲート絶縁膜のセンシング領域には、水溶液は流れていない。また、ドレイン-ソース電圧 (V_d) については、 -1 mV から 1 mV まで、 0.2 mV ずつ変化させた。図4に示すように、ドレイン-ソース電圧 (V_d) がどのような値であっても、バックゲート電圧 (V_{bg}) が、 4 V と、 7 V あたりで、クーロン振動の2つのピークが出現している。

10

【0049】

半導体センサ100は、このクーロン振動により変動するドレイン電流を利用して、水溶液のイオン濃度を計測する。ここでは、水素イオンの濃度 (pH) を計測するものとする。図5には、室温でのゲート電圧 (V_g) に対するドレイン電流 (I_d) の特性が示されている。図5に示すように、ドレイン電流 (I_d) は、ゲート電圧 (V_g) が大きくなるにつれて、ゲート電圧 (V_g) によるドレイン電流 (I_d) の増加分と、クーロン振動による成分との畳み込みによって、振動しながら増加している。

【0050】

この場合、ゲート電圧 (V_g) - ドレイン電流 (I_d) 特性におけるピークの左側半分、すなわち、ゲート電圧 (V_g) が増加するにつれて、ドレイン電流 (I_d) が増加する部分 (例えばゲート電圧 a、b の間) の傾斜は急峻となる。一方、ピークの右側半分、すなわち、ゲート電圧 (V_g) が増加するにつれて、ドレイン電流 (I_d) が減少する部分の傾斜の絶対値は、前者に比べて緩やかとなる。本実施の形態に係る半導体センサ100では、例えば、ゲート電圧 a、b の間、すなわち、ゲート電圧 (V_g) が増加するにつれてドレイン電流 (I_d) が増加する部分にゲート電圧 (V_g) が設定されている。

20

【0051】

図6には、水溶液の水素イオンの濃度 (pH) を変えたときのゲート電圧 (V_g) に対するドレイン電流 (I_d) の特性が示されている。ここでは、ドレイン-ソース電圧 (V_d) を 1 mV とし、バックゲート電圧 (V_{bg}) を 0 V としている。また、水溶液としては、3つの異なる緩衝溶液、すなわち 50 mM のフタル酸溶液 ($\text{pH} 4$)、 50 mM のリン酸溶液 ($\text{pH} 7$)、 10 mM の四ホウ酸溶液 ($\text{pH} 9$) が用いられた。水溶液の流速を、 $0.1\text{ }\mu\text{ l / 分}$ とした。

30

【0052】

図6では、ソース-ドレイン電圧 (V_d) を 1 mV とした場合におけるゲート電圧 (V_g) に対するドレイン電流 (I_d) がプロットされている。図6に示すように、 $\text{pH} 4$ の水溶液を流した場合と、 $\text{pH} 7$ の水溶液を流した場合と、 $\text{pH} 9$ の水溶液を流した場合とは、ゲート電圧 (V_g) に対するドレイン電流 (I_d) を示す曲線グラフがシフトしている。

【0053】

本発明者は、水溶液の電位とゲート電圧 (V_g) ($0 < V_g < 2\text{ V}$) との間に、傾きが1に近い線形関係を確認した。このことは、このゲート電圧 (V_g) の範囲では、水溶液中で電気化学的な反応が起きていないことを示している。

40

【0054】

pH に対する応答の再現性を確認するために、水溶液の pH を、 $\text{pH} 4$ 、 7 、 9 、 7 、 4 と変化させた。そして、 pH を変えるごとに、ドレイン電流 (I_d) - ゲート電圧 (V_g) の測定が3回実行され、 pH におけるそれらの安定性を調べた。この結果、 pH の増加 ($\text{pH} 4$ 、 7 、 9) と減少 ($\text{pH} 9$ 、 7 、 4) の両方において、同じ pH における I_d - V_g 曲線がよく一致することが確認された。

【0055】

本実施の形態では、上述のように、ゲート電圧 (V_g) を、ピークの左側半分、すなわ

50

ちゲート電圧 (V_g) が増加するにつれてドレイン電流 (I_d) が増加する部分、望ましくは傾斜が最も大きい部分 (例えばゲート電圧 (V_{gc}) 付近) となるように設定している。半導体センサ 100 は、電流計 11 により、ドレイン電流 (I_d) を測定し、ドレイン電流 (I_d) から水溶液の pH の値を検出する。

【0056】

上述のように、ゲート電圧 (V_{gc}) 近辺のゲート電圧 (V_g) - ドレイン電流 (I_d) の曲線の傾斜は急峻となっている。このことは、各 pH に対応するドレイン電流 (I_d) の差が大きくなっていることを意味する。また、ゲート電圧 (V_g) をピークの左半分に対応する値に設定している場合は、ピークの右半分に対応する値に設定している場合に比べて (ピーク電圧からゲート電圧 (V_g) までの絶対値を等しくした場合)、検出する pH の分解能が向上している。

10

【0057】

以上詳細に説明したように、本実施の形態によれば、複数のクーロンアイランド 20 がトンネル障壁となるワイヤ領域を介して、直列に接続されることにより、チャンネル領域 6 が形成されている。このようにすれば、クーロンアイランド 20 の大きさが比較的大きい場合にも、ドレイン電流 (I_d) は、ゲート電圧 (V_g) に対して室温でクーロン振動を起こすようになり、ゲート電圧 (V_g) の変化に対するドレイン電流 (I_d) の変化は急峻となる。これにより、センシング領域に付着する検出対象の付着量の変化に対するドレイン電流の変化量を大きくして、分解能を向上させることができる。

【0058】

20

また、本実施の形態によれば、クーロン振動によりゲート電圧 (V_g) が増加するにつれてドレイン電流 (I_d) が増加する範囲内で、ゲート電圧 (V_g) が設定されている、これにより、分解能はさらに向上する。

【0059】

このように、分解能が向上するので、半導体センサ 100 では、ゲート電圧 (V_g) を掃引する必要もない。

【0060】

実施の形態 2 .

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。

【0061】

30

本実施の形態に係る半導体センサ 100 の構造は、図 1、図 2、図 3 に示す上記実施の形態 1 に係る半導体センサ 100 の構造と同じである。ただし、本実施の形態に係る半導体センサ 100 では、ソース領域 4、ドレイン領域 5 及びチャンネル領域 6 が、例えばヒ素等で高濃度に N 型にドーピングされている。

【0062】

図 7 には、本実施の形態に係る半導体センサ 100 におけるゲート電圧 (V_g) - ドレイン電流 (I_d) の特性が示されている。図 7 に示すように、この半導体センサ 100 では、ソース領域 4、ドレイン領域 5 及びチャンネル領域 6 を、N 型として高濃度にドーピングすることにより、ゲート電圧 (V_g) が 0 である場合に、ピークの左側半分、すなわちゲート電圧 (V_g) が増加するにつれてドレイン電流 (I_d) が増加するように設定されている。

40

【0063】

このようにすれば、ゲート電圧 0 で、センシング領域に付着した検出対象のイオンによって生ずる電位差に応じてドレイン電流 (I_d) が流れるようになるので、ゲート電圧 (V_g) を 0 V に維持した状態で、イオン濃度の高分解能な測定が可能となる。

【0064】

なお、クーロン振動を除くゲート電圧 (V_g) の変化に対するドレイン電流 (I_d) の傾きが小さい場合には、クーロン振動によりゲート電圧 (V_g) が増加するにつれてドレイン電流 (I_d) が減少する範囲内で、ゲート電圧 (V_g) を設定するようにしてもよい。この場合でも、クーロン振動がないときに比べ、ゲート電圧 (V_g) の変化に対するドレ

50

ン電流 (I_d) の変化は急峻となるので、分解能を向上させることができる。また、ゲート電圧 (V_g) を、クーロン振動のピークの電圧に設定するようにしてもよい。このようにしても、そのゲート電圧 (V_g) の前後において、クーロン振動がないときに比べ、ゲート電圧 (V_g) の変化に対するドレイン電流 (I_d) の変化が急峻となるためである。

【0065】

ところで、イオンセンサでは、室温で動作することが特に要求される。単一のクーロンアイランドを備える単一電子トランジスタを室温動作させるためには、容量を減らすために、クーロンアイランド及び接点のサイズを10nmよりも小さくする必要がある。しかしながら、現在利用可能なLSI作製技術では、その大きさのクーロンアイランドを再現性良く作製することは困難である。

10

【0066】

そこで、本実施の形態に係る半導体センサ100では、単一のアイランドの代わりに、直列につながれたクーロンアイランド20を用いた多重アイランドシステム(クーロンアイランド20の1次元配列)を採用した。この多重アイランドシステムでは、各クーロンアイランド20のみかけの総容量が、単一のアイランドシステムのそれと比較して減少する。このことによって、各クーロンアイランド20のチャージングエネルギー E が増加して、室温動作が可能となる。

【0067】

従って、多重アイランドシステムは、室温動作のためには、単一のアイランドシステムに用いられるものよりもクーロンアイランド20を大きくすることができる。

20

【0068】

本発明者は、1つのチップに組み込まれたpH検出のための複数のクーロンアイランド20を備える半導体センサ100を作製した。この半導体センサ100では、クーロン振動とクーロンダイヤモンドが室温で明確に確認された。ドレイン電流 (I_d) にノイズが含まれているにもかかわらず、クーロン振動を用いることによって、ドレイン電流 (I_d) - ゲート電圧 (V_g) の特性の明らかなpH応答が得られた。

【0069】

複数のクーロンアイランド20を備える半導体センサ100は、1つのLSIチップに組み込まれる高感度のイオンセンサ、DNAセンサ又は生物分子センサとして期待される。

30

【0070】

なお、上記実施の形態では、チャンネル領域6に形成されたクーロンアイランド20の数を、11個としたが、本発明はこれには限られず、クーロンアイランド20の数は、適宜調整可能である。

【0071】

また、上記実施の形態では、クーロンアイランド20の数を複数としたが、単一のクーロンアイランド20を備えるだけでもよい。すなわち、本発明では、チャンネル領域6が、クーロンアイランド20が、トンネル障壁を介して、ソース領域4とドレイン領域5との間で接続されることにより形成されていればよい。ただし、複数のクーロンアイランド20を直列に接続した方が、室温動作がより容易となるうえ、希薄な溶液に対する検出感度が更に向上する。

40

【0072】

また、上記実施の形態では、チャンネル領域6における多重クーロンアイランドシステムをシリコンによって形成したが、アルミニウムやゲルマニウムのような金属や、半導体、無機分子又は有機分子でこれを形成するようにしてもよい。また、ソース領域4、ドレイン領域5、チャンネル領域6等にドーピングする元素も、上述したものには限られない。

【0073】

また、上記各実施の形態では、半導体センサ100をイオンセンサに適用したが、本発明はこれには限られない。例えば、半導体センサ100を、抗原を検出する抗原検出センサ又は抗体を検出する抗体検出センサ等の生物分子センサにも適用可能である。この場合

50

、ゲート絶縁膜のチャネル領域6には、抗原を付着させる所定の抗体や、抗体を付着させる所定の抗原を固定する必要がある。

【0074】

図8(A)には、チャネル領域6に設けられた複数のクーロンアイランド20のそれぞれに所定の抗体21が固定された様子が示されている。また、図8(B)には、単一のクーロンアイランド20に抗体21が固定された様子が示されている。このように、クーロンアイランド20に抗体21を固定しておけば、その抗体21に抗原22が付着したときに、ドレイン電流が変化する。このため、半導体センサ100を、抗原検出センサとして用いることができる。

【0075】

図8(A)に示すように、複数のクーロンアイランド20を有する場合には、いずれかのクーロンアイランド20に固定された抗体21に抗原22が付着すると、そのクーロンアイランド20のクーロン振動の位相がずれるため、全体のドレイン電流(I_d)が変化する。従って、図8(B)に示すように、単数のクーロンアイランド20でソース領域4及びドレイン領域5を接続するよりも、抗原抗体反応を高感度で検知できる。

【0076】

また、半導体センサ100を、DNAセンサとしても適用可能である。この場合、チャネル領域6には、ターゲットDNAとハイブリダイズさせるためのプローブDNAが固定される。

【0077】

また、上記実施の形態2では、ソース領域4、ドレイン領域5及びチャネル領域6を、N型にドーピングしたが、すべてP型にドーピングするようにしてもよい。要は、チャネル領域6が、ソース領域4とドレイン領域5と同じ型にドーピングされていればよい。

【0078】

本発明は、この発明の広義の精神と範囲を逸脱することなく、様々な実施の形態及び変形が可能とされるものである。また、上述した実施の形態は、本発明を説明するためのものであり、本発明の範囲を限定するものではない。すなわち、本発明の範囲は、実施の形態ではなく、特許請求の範囲によって示される。そして、特許請求の範囲内及びそれと同等の発明の意義の範囲内で施される様々な変形が、本発明の範囲内とみなされる。

【産業上の利用可能性】

【0079】

本発明は、イオンなどの電気的極性を有する物質の検出に好適である。特に、本発明は、水溶液の水素イオンの濃度(pH)の測定、抗体の検出、DNAの検出、特定のガスの検出等に好適である。また、検出対象の物質自体が、電気的極性を有しなくても、その物質に電荷を帯びた物質を付着させて、検出することも可能である。

【符号の説明】

【0080】

- 1 バックゲート電極
- 2 基板Si層
- 3 SiO₂またはBOX層
- 4 ソース領域
- 5 ドレイン領域
- 6 チャネル領域
- 7、8 Al配線
- 9 SiO₂膜
- 10 Si₃N₄膜
- 11 電流計
- 12 電源
- 13 流路部
- 14 マイクロ空隙部

10

20

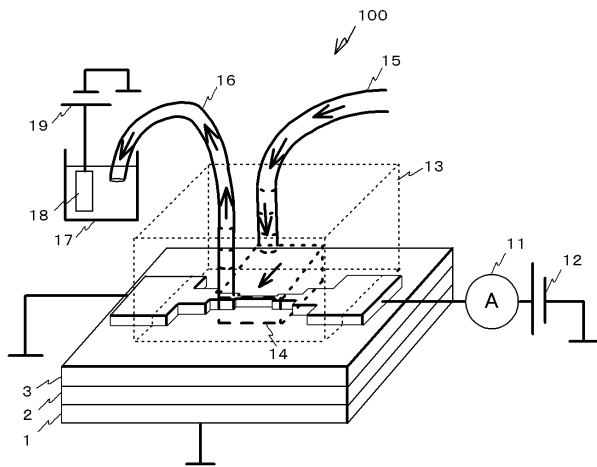
30

40

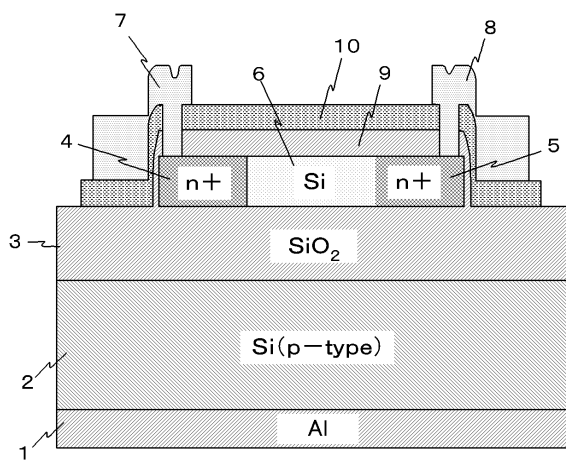
50

- 15、16 流路
- 17 容器
- 18 参照電極
- 19 電源（電圧源）
- 20 クーロンアイランド
- 21 抗体
- 22 抗原
- 100 半導体センサ

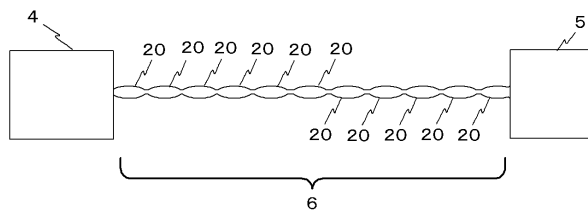
【図1】



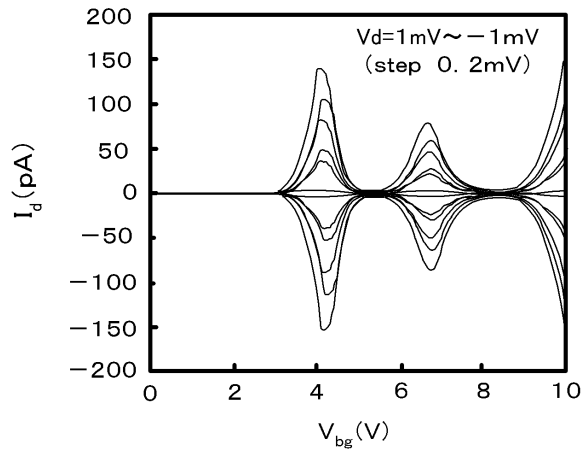
【図2】



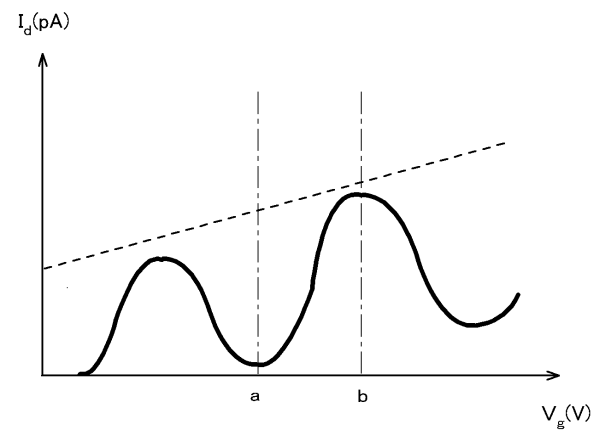
【図3】



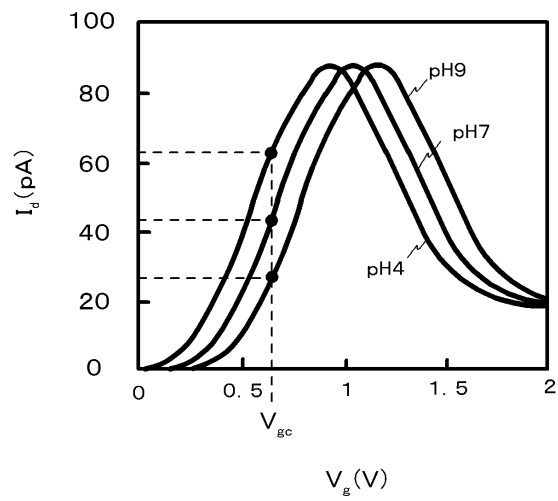
【 図 4 】



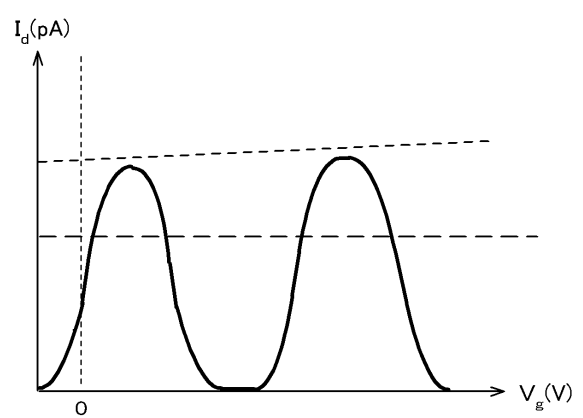
【 図 5 】



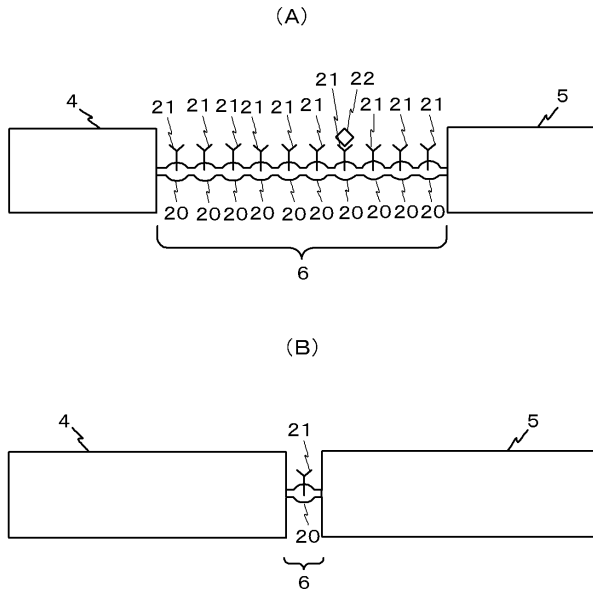
【 図 6 】



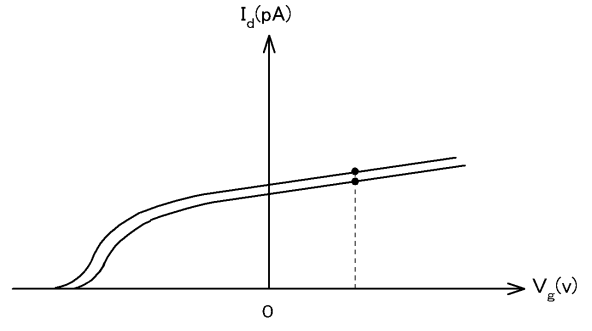
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

審査官 土岐 和雅

- (56)参考文献 特開平08-278281(JP,A)
国際公開第2005/108966(WO,A1)
特開2006-222279(JP,A)
特開2006-220513(JP,A)
特表2003-507889(JP,A)
T.Takashi, A.Nakajima, et al, Fabrication of Si Nanowire Field-Effect Transistor for Highly Sensitive, Label-Free Biosensing, Japanese Journal of Applied Physics, 日本, 2009年, Vol.48, 06FJ04-1~06FJ04-4
K Ohkura, T Kitade and A nakajima, Periodic Coulomb oscillations in Si single-electron transistor based on multiple island, Journal of Applied Physics, 2005年, Vol.98, 124503-1~124503-6
大倉健作 北出哲也 中島安理, 多重ドットシリコン単電子トランジスタにおけるコトンネリング電流, 電子情報通信学会技術研究報告, 日本, 2007年 1月25日, 信学技報 Vol.106 No.521, 79~82

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N27/26~27/49

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)