

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4213668号
(P4213668)

(45) 発行日 平成21年1月21日(2009.1.21)

(24) 登録日 平成20年11月7日(2008.11.7)

(51) Int. Cl.	F I
GO 1 N 27/00 (2006.01)	GO 1 N 27/00 J
GO 1 N 27/414 (2006.01)	GO 1 N 27/30 3 O 1 Y
GO 1 N 27/416 (2006.01)	GO 1 N 27/46 3 3 6 M
GO 1 N 33/566 (2006.01)	GO 1 N 33/566

請求項の数 8 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2004-544131 (P2004-544131)	(73) 特許権者	000005223
(86) (22) 出願日	平成15年10月10日 (2003.10.10)		富士通株式会社
(65) 公表番号	特表2006-503277 (P2006-503277A)		神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号
(43) 公表日	平成18年1月26日 (2006.1.26)	(74) 代理人	100099759
(86) 国際出願番号	PCT/EP2003/011221		弁理士 青木 篤
(87) 国際公開番号	W02004/036217	(74) 代理人	100077517
(87) 国際公開日	平成16年4月29日 (2004.4.29)		弁理士 石田 敬
審査請求日	平成17年5月10日 (2005.5.10)	(74) 代理人	100087413
(31) 優先権主張番号	10247679.9		弁理士 古賀 哲次
(32) 優先日	平成14年10月12日 (2002.10.12)	(74) 代理人	100082898
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		弁理士 西山 雅也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 分子エレクトロニクスと分子エレクトロニクスに基づいたバイオセンサーデバイスのための半導体装置及びその製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

材料 A の 2 つの非ドープ層と、それらを分離する、異なる半導体材料 B の、あるいは化合物半導体の場合には異なる組成の、ドープされた層の材料積層体から構成される半導体ヘテロ構造を有し、該半導体ヘテロ構造は、溝状のナノ - ギャップによってのみ隔てられている導電性のソース及びドレイン電極を材料 A の非ドープ層上に有するバイオセンサーであって、前記導電性のソース及びドレイン電極は前記ヘテロ構造の層平面に対し垂直な選択的にエッチングした劈開面に位置していること、前記溝状のナノ - ギャップは、前記半導体ヘテロ構造の導電性のソース及びドレイン電極と接続している、共役電子系を有する有機分子又は DNA オリゴヌクレオチドである 1 本以上の導電性有機ワイヤーによってブリッジを架けられていることを特徴とするバイオセンサー。

10

【請求項 2】

前記 1 本以上の導電性有機ワイヤーは、生体分子の認識のためのレセプタ又は、ホルモン、多糖類、脂質、あるいは薬物といったような生体活性分子を認識する生体分子でできたレセプタで更に機能化されていることを特徴とする、請求項 1 に記載のバイオセンサー。

【請求項 3】

前記ドープされた層が電界効果ゲート電極の機能を果たすことを特徴とする、請求項 1 又は 2 に記載のバイオセンサー。

【請求項 4】

20

前記導電性有機ワイヤーは、前記ナノ-ギャップと同じ又はそれを超える長さであり、前記ソース及びドレイン電極と共有結合することのできる化学末端基で終えている分子で構成されていることを特徴とする、請求項1～3のうちの一つに記載のバイオセンサー。

【請求項5】

生体分子分析物の前記導電性有機ワイヤーへの選択的結合が当該導電性有機ワイヤーへの前記レセプタの電子親和性を変化させて、その非局在化電子の分布を変化させ、分子のコンダクタンスを変化させることになることを特徴とする、請求項2に記載のバイオセンサー。

【請求項6】

前記ヘテロ構造の材料積層体が、前記非ドーブ層のためのドーブしていないAlGaAsと、中間の前記ドーブされた層のためのドーブされたGaAsとを含むことを特徴とする、請求項1に記載のバイオセンサー。

【請求項7】

前記ソース及びドレイン電極が、被着されたPdとAuの合金で形成されていることを特徴とする、請求項1に記載のバイオセンサー。

【請求項8】

材料Aの2つの非ドーブ層と、それらを分離する、異なる半導体材料Bの、あるいは化合物半導体の場合には異なる組成の、ドーブされた層の材料積層体から構成される半導体ヘテロ構造を有し、該半導体ヘテロ構造は、溝状のナノ-ギャップによってのみ隔てられている導電性のソース及びドレイン電極を材料Aの非ドーブ層上に有するバイオセンサーであり、前記導電性のソース及びドレイン電極は前記ヘテロ構造の層平面に対し垂直な選択的にエッチングした劈開面に位置しており、前記溝状のナノ-ギャップは、前記半導体ヘテロ構造の導電性のソース及びドレイン電極と接続している、共役電子系を有する有機分子又はDNAオリゴヌクレオチドである1本以上の導電性有機ワイヤーによってブリッジを架けられているバイオセンサーの製造方法であって、前記材料積層体を層平面に対して垂直に劈開し、得られた劈開面を、次に当該劈開面から前記ドーブされた層Bだけを除去するように選択的エッチングし、そしてエッチングした当該劈開面に金属層を角度をつけて被着させて導電性のソース及びドレイン電極を形成することを特徴とするバイオセンサーの製造方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、分子エレクトロニクスと分子エレクトロニクスに基づいたバイオセンサーに用いる半導体装置、及びその製造方法に関する。

【背景技術】

【0002】

分子エレクトロニクス(ME)に対する様々なアプローチが文献に報告されている。ごく最近のものに、単一共役分子を通しての導電性の研究(M. A. Reed et al., Science 1999、J. Reichert et al., Phys. Rev. Lett., 2002)、あるいはシリコンゲート電極近くのAu電極間に埋め込まれた完全な単分子層を通しての導電性の研究(J. H. Schoen et al., Nature 2001)がある。電極の作製は、金属のブレード接合手法(この場合には電極間隔を分子の長さに合わせる必要がある)、あるいは予め用意した単分子層への金属の被着(蒸着)を基にする。生体分子(特にタンパク質)の検出、分析、定量、あるいは相互作用の研究のために現在利用又は提案されている手法には、例えば、伝統的な二次元ゲル電気泳動、蛍光表示を伴うマイクロキャピラリー界面動電分離手法、DNAに類似するマイクロアレイ(MacBeath G. and Schreiber S L, Science 2000)、プラズモン共鳴、石英微量天秤、シリコン構造に基づく容量型装置(Berggren et al., Electroanalysis 2001)、光でアドレス可能な電位差センサー(George et a

10

20

30

40

50

l., Sensors and Actuators, 2000)、シリコンFET (Schoening and Lueth, 2001、Cloarec et al., Sensors and Actuators, 1999、Snow et al., 米国特許出願第2002012937号明細書)、Siカンチレバーを用いた機械的歪みに基づく検出(Fritz et al., Science, 2000)、あるいは機能化した化学的被着Siナノ構造体(Cui et al., Science 2001)が含まれる。本発明の発明者のうちの一部は、最近の特許出願において、絶縁膜上シリコン(SOI)技術に基づく機能化したサブマイクロメートルサイズの高感度横型電界効果トランジスタの利用を提案している(G. Abstreiter, A. R. Bausch, K. Buchholz, S. Luber, M. G. Nikolaides, S. Rauschenbach, E. Sackmann, M. Tornow: 絶縁膜上シリコンバイオセンサーデバイス, ドイツ国特許出願第10221799.8号明細書, 2002年4月)。

【0003】

バイオセンサー用途に電気化学に基づくMEを使用することは、最近、E. M. Boon, J. E. Salas, J. K. Barton, Nature Biotechnology, 第20巻, p282, 2002年)によって実証された。しかし、検出用有機ワイヤーを固体電極に両端で接続する純粋なMEへのアプローチは知られていない。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

MEの研究で現在最もよく利用されているのは、有機ナノワイヤーを形成して所定の位置に配置後、それに金属電極を接続するというものである。いずれかの上部電極を、単層分子膜の上に被着させる。このやり方には、ピンホールや欠陥が発生したり、あるいは金属粒子がクラスターとして取り込まれたりすることによって、敏感な膜が損傷する危険性がある。それは、デバイスを破壊する(短絡)か、例えば分子ワイヤーではなく島状金属を通してのトンネル現象のような結果を容易に引き起こすことがある。ブレイク接合を利用する別の主要なアプローチでは、電極の間隔を、同時に監視している電流-電圧特性に従って分子の長さに動的に合わせなくてはならない。チップスケールではアレイに簡単に組み込むことができない複雑な構成に加え、最終的に得られる間隔を確実に知ることはできず、間隔は測定したコンダクタンスから間接的に推定されるだけである。

【0005】

後に分子ワイヤーを上に取り付けることができる設計の小型電極を最初に作製するという逆のアプローチは、例えば数十nm未満の構造体を作ることができるに過ぎない電子ビームリソグラフィのような、最新式のリソグラフィ技術の制約のために、比較的長い分子、例えばDNA又はカーボンナノチューブなど、に限られている(C. Dekker, T. U. Delft, C. F. J. Tansらのグループ, Nature, 第386巻474ページ, 1997年)。

【0006】

生体分子の相互作用は、特異的分子パートナー間の結合反応を調べる様々な標識結合手法によって研究されてきた。しかし、分子のうちの1つのコンダクタンスをその分子が分析物の分子と結合反応する間にリアルタイムで測定する記載された方法により、関与する反応物の電子の配置に結合反応が及ぼす直接の影響を知ることができるようになる。

【0007】

分子エレクトロニクスと分子エレクトロニクスに基づいたバイオセンサーに用いる半導体装置であって、上記の欠点を持たないものを見いだすこと、そしてそのような半導体装置を製造する方法を見いだすことが、本発明の根底にある課題である。

【課題を解決するための手段】

【0008】

半導体装置に関する上記の根底にある課題は、1本以上の導電性有機ワイヤーを使用してハイブリッド電子デバイスを作製するためのソース、ドレイン及びゲートコンタクトを形成しているパターン化された半導体ヘテロ構造表面を有することを特徴とする半導体装置により、特に付記2～10との組み合わせでもって、解決される。

また、付記5に記載の半導体装置の製造方法であって、前記材料積層体を層平面に対して垂直に劈開し、得られた劈開面を、次に当該劈開面から（一般に1nm～50nmの）深さまで前記ドーブされた層だけを除去するように選択的エッチングし、そしてエッチングした当該劈開面に薄い（一般に1nm～20nm）金属層を角度をつけて被着させて導電性のソース及びドレイン電極を形成することを特徴とする半導体装置の製造方法によって、特に付記12～14との組み合わせでもって、解決される。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

ここに提案する分子エレクトロニクス(ME)及びMEに基づくバイオセンサー用途用の半導体装置(デバイス)は、導電性有機「ワイヤー」(例えば、共役電子系を有する有機分子、DNAオリゴヌクレオチド、カーボンナノチューブなど)からトランジスタなどの電子デバイスを作製するための、ソース、ドレイン及びゲートコンタクトを形成するパターン化した半導体ヘテロ構造の表面を含む。このハイブリッド系の有機ワイヤーを、例えば、抗体又はタンパク質などのような生体分子を認識するためのレセプタで最終的に更に機能化することにより、デバイスを、特異的生体分子とそれらの相互作用、例えばDNA-タンパク質の相互作用、を検出、分析、定量するための高感度の電気的バイオセンサーとして使用することができる。

20

【0010】

デバイスの基礎を準備するための出発点は、分子線エピタキシー(MBE)によりエピタキシャル成長させることができ、そして材料「A」の2つの厚い(一般に数百nm)の非ドーブ層と、それらを分離する別の半導体材料「B」の、あるいは化合物半導体の場合組成を異にする、ドーブした極めて薄い(数nm)導電層からなる、半導体ヘテロ構造である。この材料の積層体は、層平面に対して垂直に劈開され、その結果得られた劈開面はその後、中央の薄い層「B」だけが劈開面から数nmの深さまで除去されるように、選択的にエッチングされる。最後に、エッチングした劈開面に薄い(数nm)金属層を被着して、材料「A」の上に導電性のソース及びドレイン電極を、それらが非常に狭い溝状の「ナノギャップ」によってのみ分離されるように、形成する。

30

【0011】

ワイヤーによってブリッジを架ける能動領域は、選択エッチングの前に第1の方向に対して垂直にヘテロ構造を再び劈開することにより、数平方nmまで小さくすることができる。選択エッチングに続いて、異なる方向からの2工程の金属の蒸着を、最小の電極間隔の領域が構造体のコーナーに正確に位置するように行う。図3に示したように、溝の向かい合った側面の側壁メタライズ層は、ここでは互いに向かい合っているだけである。

【0012】

このベース構造からMEデバイスを作製するのは、ソース及びドレインコンタクトを有機ワイヤーに接続することによりなされる。これらのワイヤーは、狭いギャップにブリッジを架けるのにうまく適合する長さの、(半)導電性の一般に鎖状の(生体)分子で構成することができる。サンプルのベース構造に応じて、並列する数千の分子が関与し、あるいはほんの数本の、究極的には1本の単一ワイヤーで処理して検出感度を最大にすることができる。選定するワイヤー種は、末端に金属電極と共有結合することのできる化学末端基がなければならない(例えば、金又は金含有合金の電極の場合、S-Au結合を形成するチオール(-SH)基)。分子の被着は、溶液から又は超高真空中の固体蒸着源からの自己組織化手法によって行うことができる。このプロセスにより、一般に、金属面全体が付着した分子で覆われることになるが、それらの大部分はデバイスの性能に寄与することもなければ、それを乱すこともない。ソース-ドレイン電流は、ソースとドレイン間のギャップにブリッジを架けている分子のうちのわずかな部分によって伝えられるだけである

40

50

。導電率は、標準的な電界効果トランジスタ (FET) と同様に、溝の底部の薄い導電層「B」により、それをソース又はドレインに対するバイアス電圧を利用して操作することによって、静電的に制御することができる。

【0013】

タンパク質 - DNA 結合の場合には直接の、あるいは特異的なレセプタ部位でのワイヤーの機能化による、生体分子分析物の有機ワイヤーへの選択的結合は、その非局在化電子の分布を変化させることができる。そうすると、分子のコンダクタンスが直ちに変わることになって感度のよいバイオセンサーとして利用することが可能になり、あるいは基礎的な分子結合の動力学的側面をリアルタイムで詳細に調べることが可能になる。

【0014】

本発明の主な目的は次のとおりである。

上記のヘテロ構造の半導体構造は、リード線が3つのシステム (トランジスタ) などのMEデバイスを製造するための基礎としての役目を果たす。比類のない精度と柔軟性のために、電極間隔と導電性有機ワイヤー (共役有機分子、DNA、カーボンナノチューブなど) でブリッジを架ける能動領域を、nmスケールで設計することができる。これには具体的に言うと、数ナノメートルのオーダーの間隔が含まれ、そしてこれは短い (1 ~ 3 nm) 有機共役分子、例えばオリゴフェニルのようなものの、クラス全体を調べる上で特に重要なものである。この範囲の間隔は、現状のリソグラフィ技術では手に入らない。有機ワイヤーに特別な官能基 (レセプタ分子のサブユニット) を付加することによって、結果として得られるハイブリッド構造体を、生体分子の高感度検出器として、あるいは生体分子の特異的相互作用を研究するための直接の手段として、用いることができる。

【0015】

主たる新規性は次のとおりである。

上記のデバイスベース構造により、MEの用途やMEに基づくバイオセンシング用途のために短い (数nmの長さ) ワイヤー状の有機分子を用いるのに必要とされるコンタクトスキームを極めて正確に作り出すことができる。相互の間隔が極めて狭い電極は、埋め込まれたゲートの機能と本質的に組み合わせられて、静電場の効果により分子の導電率を調整する。精度と再現性が優れているのは、a) 単原子層の精度で調整することができる出発半導体多層構造、b) 原子レベルで平坦で且つはっきりとした劈開面とコーナーを最終的に形成する積層体の (順次2回の) 単結晶の劈開、c) 1 : 100のオーダーの選択比を超えることができる選択的湿式エッチング、及び、d) 予測表面粗さが約1nmである滑らかな金属コンタクト層の (順次の) 被着、に根ざしている。

【0016】

このMEの概念を基にして、生体分子の選択的な捕捉のために特異的なレセプタユニットでワイヤー系を更に機能化することができる。結合反応によって分子の導電率が変化することが予測され、ハイブリッドデバイスはバイオセンサーデバイスになる。

【実施例】

【0017】

基礎となる電極を作製するためには、単分子層の厚さの精度で、(2つの垂直な) 結晶方向に沿って原子レベルできちんと劈開し最高度の選択エッチングで同時に製作するのを可能にする、全ての材料のヘテロ構造が適している。以下に、GaAs / AlGaAsヘテロ構造を例にとって作製プロセスの概要を説明する。この事例では、積層体は、ドーブしていないAlGaAs層 (厚さ300nm) と、高濃度n型ドーブ (Siを 10^{18} cm^{-3}) のGaAs層 (5nm) と、ドーブしていない別のAlGaAs層 (厚さ300nm) を含むことができ、全て標準的な半絶縁性GaAs < 100 > 基板 (650 μm) の上にMBEによって成長させる。原理の検証のため、成長させたウエハから面積が数 mm^2 のサンプル片を切り取る。劈開を行なう前に、外部の配線 / 装置に接続する全ての必要な大きい電気接続パッド (約100 μm) を、標準的な解像度のフォトリソグラフィ、エッチング、及びメタライゼーションによって製作する。図4に概略を示したように、ソースとドレインのためのコンタクトをウエハの裏面と表面に被着させることができ、ゲートコ

10

20

30

40

50

ンタクトを厳密にn型ドーブGaAs層に至るまでエッチングした表面の階段状の構造のところに被着させることができる。ソース及びドレインのコンタクト金属は、TiAuにすることができる。ゲートコンタクトに関しては、例えばNiGeAu合金のような、オーミックコンタクトスキームが、ドーブしたGaAs層と確実に接触するため半導体の内部への金属のマイグレーションを少なくとも確実に浅くにするのに最適であり。ソース及びドレインコンタクトは、それぞれの薄膜金属層（実際の分子によるソースとドレインを形成する）を後から蒸着することによってその薄膜金属層に直接接続することになる。これにより、巨視的なコンタクトを狭い劈開面に適用するための決定的に重要な手順が回避される。

【0018】

次の工程として、サンプルを $\langle 110 \rangle$ 結晶方位に沿って機械的に劈開させる。劈開の正確な位置は、電氣的に活性であると考えられる領域の十分外側の、サンプルの縁部にある表面の細い溝によって予め決めておく必要がある。AlGaAs/GaAs積層体は、原子レベルで平坦な平面に沿って完全に割れて分かれる。続いて、得られた劈開面の薄いGaAsを $Al_xGa_{1-x}As$ に対して約10nmの深さまで選択的に湿式エッチングする（クエン酸/H₂O₂の配合を用いて $x = 0.3$ の場合に報告されている最大選択率は120:1である。G. C. DeSalvo et al., JEC S 1992参照）。最後に、ソース及びドレインコンタクトのメタライゼーションを、超高真空（UHV）中での約4nmの厚さの熱又は電子ビームを利用した金属の蒸着によって行う。ここで、角度をつけての蒸着によって、電極間の短絡が確実に起こらないようになり、且つ、高濃度ドーブのGaAs層が金属から確実に離れたままになる。5nmのGaAsと公称4nmの金属を被着する所定の例については、45°の蒸着の場合に結果として幅が約2nmのギャップが得られる。より良好な表面平滑度（nmオーダー）を良好な密着特性とともに得るのに好適な金属系は、組成比が20:80のパラジウム-金（PdAu）合金である。

【0019】

数個の（場合によっては単一の）分子を用いたここで提案しているデバイスの作製の場合には、最初に、ヘテロ構造のサンプルを2つの垂直な結晶方位に沿って2回劈開させる必要がある。選択的なエッチングの後に、異なる角度の方向から金属薄膜を2回蒸着し（図3参照）、正確に2つの劈開面のコーナーにおいてだけ、溝の向かい合う2つの側面の側壁金属層が互いに向き合うようにする。ここで、ソース及びドレインコンタクトの間隔は、一般に数nm²という最小限の領域において、最小になる。

【0020】

説明したデバイス基礎材料の製作に続いて、それぞれの有機分子ナノワイヤーを被着させることができる。溶媒溶液（エタノール）から自己組織化させることのできるジチオール-オリゴフェニル（両端がチオール基になっている。ビフェニルの場合の図2と比較のこと）がその一例である。このほかの可能なワイヤーは、水溶液から、究極的には電解質溶液から被着される二本鎖DNAオリゴヌクレオチドのような強く帯電した種である。水溶液からの分子の被着に関しては、AlGaAsが酸化/溶解しないように保護する必要性が現在研究されている。

【0021】

平行に配向したワイヤーを自己組織化させて最終的にギャップ全体にブリッジを架けそれを覆った後に、ゲート電圧の関数としてのソース及びドレイン間のコンダクタンスを測定する。例えばDNA鎖へのタンパク質の特異的結合を調べるといったように生理的緩衝溶液下でのバイオセンサーとしてデバイスを作動させる場合には、必要とされるPdAu電極の保護（水溶液に対する）の問題に対処しなければならない。

【0022】

本発明は、以上説明したとおりであるが、その特徴を種々の態様とともに付記すれば、次のとおりである。

（付記1）分子エレクトロニクスと分子エレクトロニクスに基づいたバイオセンサーに

10

20

30

40

50

用いる半導体装置であって、1本以上の導電性有機ワイヤーを使用してハイブリッド電子デバイスを作製するためのソース、ドレイン及びゲートコンタクトを形成しているパターン化された半導体ヘテロ構造表面を有することを特徴とする半導体装置。

(付記2)前記有機ワイヤーが、共役電子系を有する有機分子、DNAオリゴヌクレオチド、又はカーボンナノチューブであることを特徴とする、付記1に記載の半導体装置。

(付記3)当該ハイブリッド電子デバイスの前記1本以上の有機ワイヤーが、前記デバイスを特異的生体分子とそれらの相互作用の検出、分析及び定量のための高感度の電気バイオセンサーとして使用することができるよう、生体分子の認識のためのレセプタ又は、ホルモン、多糖類、脂質、あるいは薬物といったような生体活性分子を認識する生体分子でできたレセプタで更に機能化されていることを特徴とする、付記1又は2に記載の半導体装置。

(付記4)生体分子の認識のための前記レセプタが抗体又はタンパク質であることを特徴とする、付記3に記載の半導体装置。

(付記5)材料Aの2つの厚い(一般に50nm~1μm)非ドープ層と、それらを分離する、異なる半導体材料Bの、あるいは化合物半導体の場合には異なる組成の、ドープされた薄い(一般に1nm~20nm)層の材料積層体から構成され、非常に狭い溝状のナノギャップによってのみ隔てられている導電性のソース及びドレイン電極を材料Aの上に有する半導体ヘテロ構造(図2A)を特徴とする、付記1~4の一つに記載の半導体装置。

(付記6)前記ハイブリッド電子デバイスを分子エレクトロニクスデバイス又はバイオセンシングデバイスとして使用する場合、選択的にエッチングした前記ドープされた薄い層が電界効果ゲート電極の機能を果たすことを特徴とする、付記5に記載の半導体装置。

(付記7)前記ワイヤーを、前記ギャップと同じ又はそれを超える長さであり、前記ソース及びドレイン電極と共有結合することのできる化学末端基で終えている分子で構成することができることを特徴とする、付記1~5に記載の半導体装置。

(付記8)生体分子分析物の前記有機ナノワイヤーへの選択的結合が当該ワイヤーへの前記レセプタの電子親和性を変化させて、その非局在化電子の分布を変化させ、分子のコンダクタンスを変化させることになることを特徴とする、付記3に記載の半導体装置。

(付記9)前記ヘテロ構造の材料積層体が、前記非ドープ層のためのドープしていないAlGaAsと、中間の前記ドープされた層のためのドープされたGaAsとを含むことを特徴とする、付記5又は6に記載の半導体装置。

(付記10)前記ソース及びドレイン電極が、被着されたPdとAuの合金で形成されていることを特徴とする、付記5又は6に記載の半導体装置。

(付記11)付記5に記載の半導体装置の製造方法であって、前記材料積層体を層平面に対して垂直に劈開し、得られた劈開面を、次に当該劈開面から(一般に1nm~50nmの)深さまで前記ドープされた層Bだけを除去するように選択的エッチングし、そしてエッチングした当該劈開面に薄い(一般に1nm~20nm)金属層を角度をつけて被着させて(図1B)導電性のソース及びドレイン電極を形成することを特徴とする半導体装置の製造方法。

(付記12)前記劈開を、異なる好ましくは垂直な結晶方位に沿って2回行なうこと、及び2つの金属層を異なる角度の方向から順番に、最小の電極間隔の領域が正確に2つの劈開クレームのコーナーだけに形成するようにして、被着させることを特徴とする、付記11に記載の半導体装置の製造方法。

(付記13)分子線エピタキシー(MBE)により半導体ヘテロ構造をエピタキシャル成長させることを特徴とする、付記11又は12に記載の半導体装置の製造方法。

(付記14)付記7の半導体装置を製造するための方法であって、溶液から又は超高真空中の固体蒸着源から自己組織化手法によりワイヤーを被着させることを特徴とする、付記11~13の一つに記載の半導体装置の製造方法。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

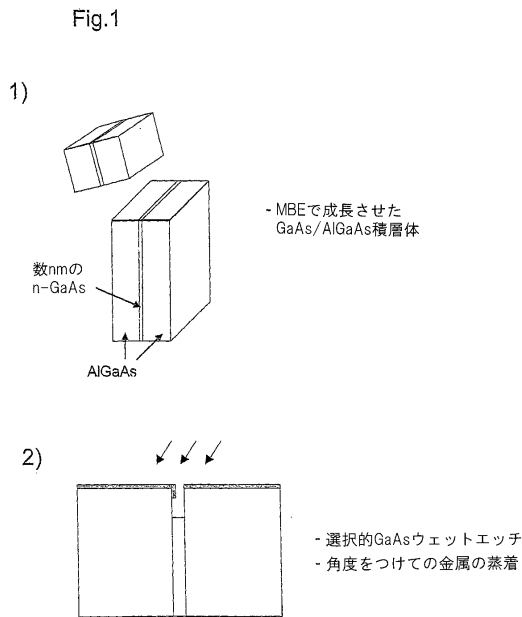
【図1】デバイス基礎材料の製作。a) 半導体ヘテロ構造積層体 A / B / A と、結晶の劈開、b) 選択的エッチングと角度をつけた金属蒸着後の断面。

【図2】デバイスが動作する準備。a) 電極間のギャップにブリッジを架ける共役分子(例えばジチオールピフェニル)と、トランジスタが動作する準備。b) 生体データ測定のための特異的生体分子結合基(例えばDNAヌクレオチド)を有する固定化した分子。

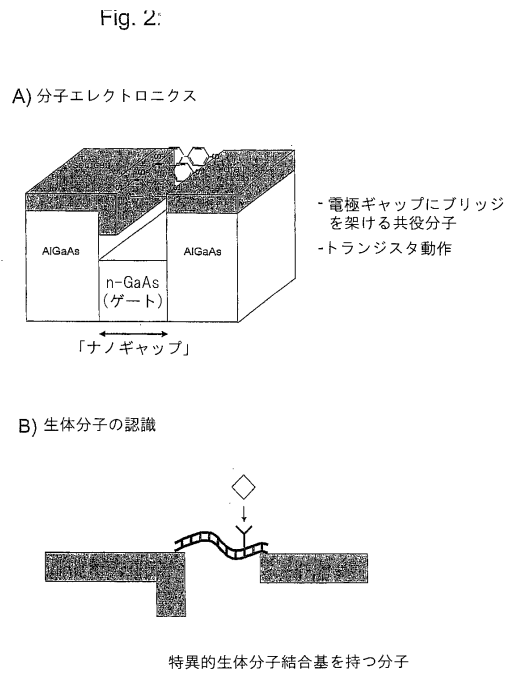
【図3】数個(1個)の分子の配置。2回の垂直劈開と順次行う2回の角度をつけた蒸着後のヘテロ構造のコーナー。破線を引いた領域は最小の電極間隔の領域である。

【図4】コンタクトスキーム。外部の電気配線/装置へのコンタクトがリソグラフィによって作られた典型的デバイス(断面図)(実施例参照)。

【 図 1 】

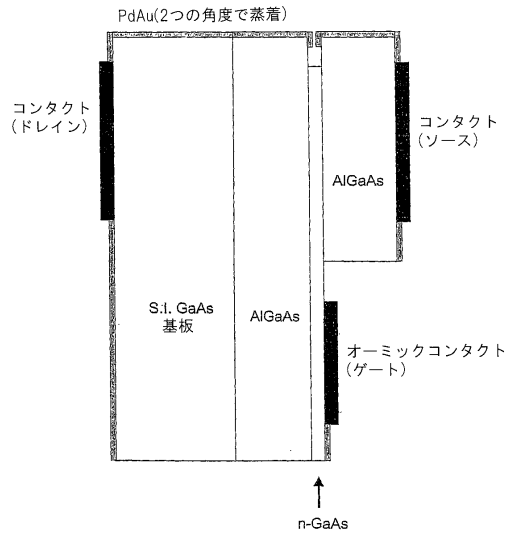


【 図 2 】



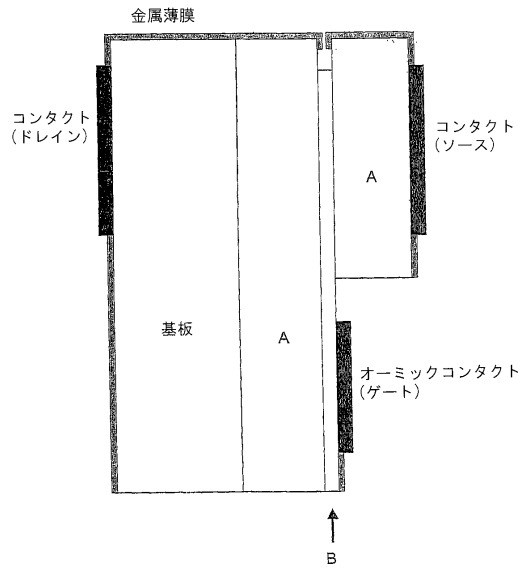
【 図 3 】

Fig. 3



【 図 4 】

Fig. 4



フロントページの続き

- (72)発明者 トルノブ, マルク ウベ
ドイツ国, 8 5 7 4 8 ガルヒンク, アム クーロンバル, バルター ショットキー インスティ
テュート, ミュンヘン工科大学内
- (72)発明者 アブストライター, ゲルハルト
ドイツ国, 8 5 7 4 8 ガルヒンク, アム クーロンバル, バルター ショットキー インスティ
テュート, ミュンヘン工科大学内
- (72)発明者 藤田 省三
神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号 富士通株式会社内

審査官 田中 洋介

- (56)参考文献 国際公開第02/048701(WO, A2)
国際公開第01/044796(WO, A1)
特表2004-515782(JP, A)
特表2003-517604(JP, A)
特表2003-522936(JP, A)
特表2002-514305(JP, A)
特開平07-239314(JP, A)
特開平07-294470(JP, A)
Erez Braun et al., DNA-templated assembly and electrode attachment of a conducting sil
ver wire, nature, 1998年, Vol.391, pp.775-778
Roman Krahne et al., Fabrication of nanoscale gaps in integrated circuits, APPLIED PHY
SICS LETTERS, 2002年 7月22日, Vol.81 No.4, pp.730-732
和田恭雄, 分子エレクトロニクスの展望, 空気清浄, 2000年, Vol.38 No.4, pp.30-37
カーボンナノチューブを用いた量子効果ナノデバイスの集積化技術を開発, インターネット, 2
002年 9月13日, http://www.aist.go.jp/aist_j/press_relea, http://www.aist.go.jp/aist_j/press_release/pr2002/pr20020913/pr20020913.html

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N 27/00-27/49
G01N 33/48-33/98
JSTPlus(JDream2)
JST7580(JDream2)