

明 細 書

発明の名称：弾性表面波センサ

技術分野

[0001] 本発明は、弾性表面波センサに関する。

本願は、2011年11月1日出願された特願2011-240492号、2011年11月1日出願された特願2011-240493号、及び2011年12月22日出願された特願2011-281611号、に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

背景技術

[0002] 電子回路に用いられるバンドパスフィルタの一つとしてSAW (Surface Acoustic Wave; 弾性表面波) フィルタが知られている。SAWフィルタは、小型かつ良好な減衰特性を持つため、携帯電話を始めとして様々な電子機器に利用されている。SAWフィルタは、例えば、圧電素子基板上に弾性表面波（表面弾性波）を発生させ、また弾性表面波を検出するための櫛型電極 (Inter Digital Transducer; IDT) を有する。

[0003] SAWフィルタに関する技術として、例えば、特許文献1には、圧電性基板上に、送信電極部を構成するIDTと受信電極部を構成するIDTとの間に形成され、検体である液体が導入される検出領域（センサ表面となる領域）を備えた弾性表面波センサが開示されている。

この特許文献1においては、圧電性基板と、前記圧電性基板の表面上に所定のパターンで形成され弾性表面波の送信を行う送信電極部と、前記圧電性基板の表面上に所定のパターンで形成され前記弾性表面波の受信を行う受信電極部と、を含む送受信電極部と、前記送信電極部と前記受信電極部との間に形成され、検体である液体が導入される検出領域と、前記送受信電極部を外部から密閉するよう覆う封止構造と、を備える弾性表面波センサが開示されている。この弾性表面波センサは、前記検出領域に導入された検体である

液体に応じて送信電極部から受信電極部への弾性表面波の伝搬特性が変化する。また、この弾性表面波センサにおいては、前記送信電極部と前記検出領域との間及び前記検出領域と前記受信電極部との間のうちの少なくとも一方に金属により形成され、前記弾性表面波のエネルギーを前記圧電性基板の表面に集中させるためのダミー電極部を備える。

この特許文献 1 においては、圧電性基板上に、送信電極部を構成する I D T と受信電極部を構成する I D T との間に、検体である液体が導入される検出領域（センサ表面となる領域）を備えた弾性表面波センサが開示されている。この弾性表面波センサでは、滴下された液体試料による検査領域の表面弾性波の伝搬速度（または位相）の変化量を測定することで、液体試料に検体が含まれているか否か、検体の濃度等を検出する。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：日本国特開 2 0 0 8 - 2 8 6 6 0 6 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、特許文献 1 記載の弾性表面波センサは、センサ表面に直接溶液を滴下する方法か、或いはセンサ表面を溶液にディップ（浸す）する方法により利用されていた。

そのため、センサ表面は剥き出しの構造をとる必要があり、表面に傷などの損傷が発生しやすく、簡易に測定できないという問題があった。

また、滴下される溶液が確実にセンサ表面を覆い隠すことが、測定の精度を十分に確保するために要請されるが、溶液を滴下する方法ではこの要請に応えることができないという問題もあった。

また、滴下される溶液が所望の測定時間中に揮発などによって維持できないという問題もあった。

また、特許文献 1 記載の技術では、封止構造を設けるため、製造コストが

かかるという問題があった。

また、特許文献1記載の技術では、送信電極と受信電極間の幅、及び検出領域の幅が長い場合、検体の濃度が高い液体試料を検出領域に滴下すると、センサ面と検体との反応が飽和する。反応が飽和した場合、表面弾性波伝播損失が大きくなるため、表面弾性波の振幅が小さくなり、あるいは0になる。表面弾性波の振幅が0になった場合、弾性表面波センサは、液体試料中の検体を検出が困難になるという課題があった。

[0006] 本発明は上記の点に鑑みてなされたものであり、簡易に測定でき、かつ、測定の精度を向上できる弾性表面波センサを提供する。

また、本発明は、製造コストを削減できる弾性表面波センサを提供する。

また、本発明は、検体の検出が容易な弾性表面波センサを提供することを目的としている。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明は上記の課題を解決するためになされたものであり、本発明の一態様の弾性表面波センサは、弾性表面波を伝播する圧電素子と、電気信号と表面弾性波との変換を行う電極（電極部）と、前記圧電素子に接触し、液体が浸潤する多孔性基材と、を備える。

[0008] 本発明の一態様の弾性表面波センサは、前記弾性表面波の伝播路に配置され、検体である液体が導入される検出領域と、前記電極が液体と接触することを防ぐ封止構造とを備え、前記多孔性基材は、前記検出領域に接触することが好ましい。

本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記多孔性基材は、平面視において前記検出領域に重ならない部分を有することが好ましい。

本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記多孔性基材は、目的物と反応する物質を含む反応層または目的物以外を除去するフィルタ層のうち少なくとも1つの層を備えることが好ましい。

本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記電極は2対の電極対であって、前記検出領域は、前記2対の電極のうち一方の電極対と電氣的に

接続する短絡型反応領域と、前記２対の電極のうち他方の電極対と電氣的に接続しない開放型反応領域と、を有することが好ましい。

本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記電極は複数の電極対であって、複数の前記電極対各々の間に設けられた前記多孔性基材に、目的物と反応する異なる反応物をそれぞれ有することが好ましい。

[0009] 本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記電極は、２対の電極対であって、前記多孔性基材は、薄膜を介して前記圧電素子に接触し、前記多孔性基材に接続され、前記各電極に接する部分が疎水性基材からなることが好ましい。

本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記多孔性基材は、前記圧電素子に接しない部分を有することが好ましい。

本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記多孔性基材は、目的物と反応する物質を含む反応層または目的物以外を除去するフィルタ層のうち少なくとも１つの層を備えることが好ましい。

本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記圧電素子は、前記電極と電氣的に接続しない領域を有する第１の部分と、前記電極と電氣的に接続する薄膜を有する第２の部分とを備えることが好ましい。

本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記電極は複数の電極対であって、複数の前記電極対各々の間に設けられた多孔性基材に、目的物と反応する反応物をそれぞれ有することが好ましい。

[0010] 本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記弾性表面波の伝播路に配置され、検体である液体が導入される検出領域を備え、前記多孔性基材は、前記検出領域に接触し、液体が毛細管現象により前記多孔性基材に浸潤することが好ましい。

本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記多孔性基材は、前記弾性表面波の伝播方向に、液体が毛細管現象により浸潤することが好ましい。

本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記多孔性基材は、目的

物と反応する異なる反応物を溶液の浸潤する方向にそれぞれ分散して形成されることが好ましい。

本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記多孔性基材は、第1領域と、第2領域と、を有し、前記第1領域と前記第2領域とが、前記弾性表面波の伝播方向に交互に形成され、前記第1領域の浸潤速度が、前記第2領域の浸潤速度より速いことが好ましい。

本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記多孔性基材は、複数の前記第1領域における前記弾性表面波の伝播方向の長さが各々異なることが好ましい。

本発明の一態様の弾性表面波センサにおいては、前記多孔性基材は、複数の前記第2領域における前記弾性表面波の伝播方向の長さが各々異なることが好ましい。

発明の効果

[0011] 本発明によれば、簡易に測定でき、かつ、測定の精度を向上できる弾性表面波センサを提供することができる。

本発明によれば、製造コストを削減できる。

本発明によれば、毛細管現象を有する多孔性基材を、検査領域に設けたため、検査領域全体を一時に濡らさない。このため、溶液中の検体の濃度が濃い場合においても、検出信号が飽和せず、検体の検出が容易となる。

図面の簡単な説明

[0012] [図1A]本発明の第1実施形態に係るSAWセンサの概略的な模式上面図である。

[図1B]本発明の第1実施形態に係るSAWセンサの概略的な模式断面図である。

[図2]本発明の第1実施形態に係るSAWセンサの概略的な斜視図である。

[図3]本発明の第1実施形態に係るSAW素子のセンス回路を示す概略ブロック図である。

[図4A]本発明の第2実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式上面図で

ある。

[図4B]本発明の第2実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式断面図である。

[図5A]本発明の第3実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式上面図である。

[図5B]本発明の第3実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式断面図である。

[図6]本発明の第4実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式図である。

[図7]本発明の第5実施形態に係るSAWセンサの概略的な斜視図である。

[図8A]本発明の第5実施形態に係るSAWセンサの概略的な模式上面図である。

[図8B]本発明の第5実施形態に係るSAWセンサの概略的な模式断面図である。

[図9A]本発明の第6実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式上面図である。

[図9B]本発明の第6実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式断面図である。

[図10A]本発明の第7実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式上面図である。

[図10B]本発明の第7実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式断面図である。

[図11A]本発明の第8実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式上面図である。

[図11B]本発明の第8実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式断面図である。

[図12]本発明の第9実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式図である。

[図13A]第10実施形態に係るSAWセンサを示す模式上面図である。

[図13B]第10実施形態に係るSAWセンサを示す模式断面図である。

[図14A]第10実施形態に係る多孔性基材上の溶液の浸潤状態を説明する図である。

[図14B]第10実施形態に係る多孔性基材上の溶液の浸潤状態を説明する図である。

[図14C]第10実施形態に係る多孔性基材上の溶液の浸潤状態を説明する図である。

[図15A]第11実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式上面図である。

[図15B]第11実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式断面図である。

[図16A]第12実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式上面図である。

[図16B]第12実施形態に係るSAWセンサの構成を示す模式断面図である。

発明を実施するための形態

[0013] (第1実施形態)

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態について詳しく説明する。

図1A及び図1Bは、第1実施形態に係るSAWセンサの概略的な模式図である。

図1Aは、SAWセンサ1の概略的な上面図であり、図1BはSAWセンサ1を切断面Aから見た概略的な断面図である。

SAWセンサ1は、圧電素子基板10（圧電素子）、送信電極11-1a、送信電極11-1b、受信電極11-2a、受信電極11-2b、反応領域薄膜12、多孔性基材13、封止構造14-1、及び封止構造14-2を含んで構成される。

圧電素子基板10は、SAWを伝播する基板である。圧電素子基板10は、水晶基板である。

[0014] 送信電極11-1a、及び送信電極11-1bは、送信側電極部を構成する櫛歯状のパターンにより形成された金属電極である。以下、送信電極11-1a、及び送信電極11-1bを総称してIDT11-1と呼ぶ。

また、受信電極11-2a、及び受信電極11-2bは、受信側電極部を

構成する櫛歯状のパターンにより形成された金属電極である。以下、受信電極 11-2a、及び受信電極 11-2b を総称して IDT 11-2 と呼ぶ。

IDT 11-1、及び IDT-11-2（総称して IDT 11 と呼ぶ）は、圧電素子基板 10 上に構成される電極である。IDT 11 は、対向した一对の電極である。IDT 11 は、例えば、アルミニウム薄膜によって構成される。

[0015] 反応領域薄膜 12 は、金を蒸着して生成した薄膜である。反応領域薄膜 12 は、表面に抗体を担持した薄膜である。反応領域薄膜 12 は、圧電素子基板 10 上であって、圧電素子基板 10 上に対向して設けられた一对の IDT 11 の間の領域に形成される。

圧電素子基板 10 と反応領域薄膜 12 との重なる部分が、検体である液体が導入される検出領域（センサ表面となる領域）となる。

[0016] 多孔性基材 13 は、反応領域薄膜 12 に接して設けられる基材である。多孔性基材 13 は、例えば、ニトロセルロースなどの物質から構成される。多孔性基材 13 は、反応領域薄膜 12 を完全に覆うように固定される。多孔性基材 13 は、例えば、反応領域薄膜 12 の外側四隅に接着して固定される。多孔性基材 13 は、滴下された溶液を保持し、その内部、及び表面に溶液を浸潤させる。

多孔性基材 13 は、滴下された溶液を、毛細管現象により多孔性基材 13 内及び反応領域薄膜 12 の表面に移送し、保持する。

つまり、SAW センサ 1 は、滴下された溶液を多孔性基材 13 内部及び反応領域薄膜 12 の表面に保持する。

[0017] SAW センサ 1 では、多孔性基材 13 内を移送された溶液は、反応領域薄膜 12 の特定の領域を濡らす。ここで、特定の領域とは、多孔性基材 13 と反応領域薄膜 12 との重なる部分によって面積が定められる領域である。例えば、反応領域薄膜 12 の全面を多孔性基材 13 で覆う場合、反応領域薄膜 12 の全領域となる。

溶液中の抗原は、反応領域薄膜 12 上に担持された抗体と反応し、反応領

域薄膜 1 2 上の特定領域に抗原抗体結合物を生成する。

すなわち、反応領域薄膜 1 2 では、その表面に抗原を含んだ液体試料を滴下することにより、反応領域薄膜 1 2 上に担持された抗体と、液体試料中の抗原との間で抗原抗体反応が起こる。その結果、反応領域薄膜 1 2 上には、反応領域薄膜 1 2 上に担持した抗体と抗原が結合した抗原抗体結合物が生成する。なお、反応領域薄膜 1 2 の材料としては、金以外であっても抗体を担持できる材料であれば、様々な材料が採用される。

なお、図 1 A 及び図 1 B に示すように、多孔性基材 1 3 は、反応領域薄膜 1 2 よりも大きいため、反応領域薄膜 1 2 からはみ出しているが、多孔性基材 1 3 は、必ずしも図示したように反応領域薄膜 1 2 からはみ出さなくてもよく、反応領域薄膜 1 2 と平面視において同じ面積になるように重ねても、或いは平面視において反応領域薄膜 1 2 の内側に位置するように面積を小さく配置してもよい。多孔性基材 1 3 が、反応領域薄膜 1 2 の特定領域を覆うように配置されていればよい。

[0018] 送信電極部側の封止構造 1 4 - 1 (送信電極部に近い位置に配置されている) は、封止壁 1 5 - 1 と封止天井 1 6 - 1 とを備えている。なお、封止壁 1 5 - 1 と封止天井 1 6 - 1 との間には両者を接着するための接着層が設けられるが、図 1 A 及び図 1 B においては省略している。

封止壁 1 5 - 1 は、IDT 1 1 - 1 を覆う壁であり、圧電素子基板 1 0 上に矩形状に形成される。封止壁 1 5 - 1 は、例えば、感光性樹脂により構成される。

また、封止天井 1 6 - 1 は、封止壁 1 5 - 1 の上側を塞ぎ、IDT 1 1 - 1 を外部から密閉するための天井である。封止天井 1 6 - 1 は、封止天井 1 6 - 1 の平面領域内に封止壁 1 5 - 1 が収まるように封止壁 1 5 - 1 の上側に配置される。封止天井 1 6 - 1 は、例えば、ガラス基板で構成される。なお、封止壁 1 5 - 1 と封止天井 1 6 - 1 との間には、不図示の接着層が設けられ、封止壁 1 5 - 1 と封止天井 1 6 - 1 との間を密封して接着する。

封止構造 1 4 - 1 は、IDT 1 1 - 1 を外部から密閉して IDT 1 1 - 1

上に空間を形成するように覆い、IDT 11-1が液体と接触することを防ぐ封止構造である。

[0019] また、受信電極部側の封止構造 14-2（受信電極部に近い位置に設けられている）は、封止構造 14-1と同様に、封止壁 15-2と封止天井 16-2とを備え、IDT 11-2を外部から密閉してIDT 11-2上に空間を形成するように覆い、IDT 11-2が液体と接触することを防ぐ封止構造である。

これら封止構造 14-1、及び封止構造 14-2により、検出領域における雰囲気（例えば、湿度）の変化があったとしても、IDT 11-1、及びIDT 11-2は、その影響を受けにくくなる。

また、図 1 A 及び図 1 B では、多孔性基材 13 を封止構造 14-1、及び封止構造 14-2 の封止天井と重なるように配置する構造が示されているが、多孔性基材 13 は、反応領域薄膜 12 が配置されるセンサの検出領域を覆うように配置されていれば、封止天井と重なるように配置する必要はない。もっとも、多孔性基材 13 を封止天井と重ならないように配置する場合であって、多孔性基材 13 が表面弾性波の進む方向に大きくずれた（目ズレした）としても、封止構造 14-1、及び封止構造 14-2 が、それぞれIDT 11-1、及びIDT 11-2を保護するので、IDT が溶液で濡れることはなく、IDT の弾性波送信動作または弾性波受信動作に影響を与えることはない。

[0020] 図 2 は、第 1 実施形態に係る SAW センサ 1 の概略的な斜視図である。

図 2 において、図 1 A 及び図 1 B と同様な構成については同じ符号を付し、その説明を省略する。なお、図 2 において、図 1 A 及び図 1 B に示した反応領域薄膜 12、封止構造 14-1、及び封止構造 14-2 は省略している。

IDT 11-1 は、後述するバースト回路 22 から、送信信号であるバースト信号が入力される。IDT 11-1 は、入力されたバースト信号に対応する SAW を圧電素子基板 10 の表面に励起する。IDT 11-2 は、圧電

素子基板 10 の表面を伝播してきた SAW を電気信号に変換する。IDT 11-2 は、受信した電気信号（検出信号と呼ぶ）を後述する位相・振幅検出回路 23 に出力する。

なお、符号 S を付した領域は、溶液が滴下される多孔性基材 13 の一部を表す。領域 S は、IDT 11-1 と IDT 11-2 とが配置された方向に垂直方向にあって、かつ、多孔性基材 13 の外側に延びる方向に形成された多孔性基材 13 の一部の領域である。

SAW センサ 1 の測定者が、例えば、図 2 に示すマイクロピペット 17 を用いて溶液をこの領域 S に溶液を滴下すると、多孔性基材 13 は、滴下された溶液を、毛細管現象により多孔性基材 13 内及び反応領域薄膜 12 の表面に移送し、保持する。

つまり、多孔性基材 13 が、平面視において検出領域に重ならない部分を有していても、多孔性基材 13 が溶液を反応領域薄膜 12 の表面に移送し、保持することで、反応領域薄膜 12 の特定領域、例えば、表面（検出領域）全体を、滴下された溶液により濡らすことができる。

[0021] 図 3 は、SAW センサ 1 を用いた溶液測定に使用するセンス回路 20 を示す概略ブロック図である。図 3 に示すように、センス回路 20 は、SAW センサ 1、交流信号源 21、バースト回路 22、位相・振幅検出回路 23、PC 24 (Personal Computer) を含んで構成される。

交流信号源 21 は、例えば、250MHz の正弦波交流信号を発生する。交流信号源 21 は、生成した交流信号をバースト回路 22 に出力する。

バースト回路 22 は、交流信号源 21 から入力された交流信号を、周期的なバースト信号に変換する。ここで、バースト信号の周期は、SAW が圧電素子基板 10 の表面の IDT 11-1 から IDT 11-2 までの間を進行するのに要する時間より大きくなるようにする。バースト回路 22 は、生成したバースト信号を SAW センサ 1 の IDT 11-1 及び位相・振幅検出回路 23 に出力する。

なお、バースト回路 22 は SAW センサ 1 から出力される信号に含まれる

主とする信号以外の直達波や他のバルク波などを含むノイズ等の妨害信号が十分に小さい場合には必要なく、連続波を用いてよい。

[0022] 位相・振幅検出回路23は、SAWセンサ1のIDT11-2から入力された検出信号、及びバースト回路22から入力されたバースト信号に基づいて、SAWが圧電素子基板10を伝播するのに要した時間である伝播時間による位相変化と振幅変化を算出する。具体的には、位相・振幅検出回路23は、バースト信号の入力から、検出信号の入力までに要した伝播時間による位相変化と振幅の減衰量を検出する。位相・振幅検出回路23は、検出した位相変化と振幅の減衰量をPC24に出力する。

PC24は、位相・振幅検出回路23から入力された位相変化と振幅の減衰量に基づいて、表面の抗体と特異的に反応した溶液中の抗原の量と種類を判定し、判定結果を表示する。

[0023] ここで、SAWの位相変化と振幅の減衰量について説明する。SAWは、圧電素子基板10の表面近傍（表面に近い位置）に集中して伝播する音響波である。圧電素子基板10は、その表面に物質が吸着すると、その表面の単位体積当たりの質量と粘性が変化する。その結果、SAWの伝播速度と振幅が変化する。従って、SAWの伝播時間が変化し、振幅の減衰量が変化する。第1実施形態では、位相の変化量と振幅の減衰量の変化量を利用して溶液中に含まれる抗原を測定する。

具体的には、SAWセンサ1の測定者は、まず、抗原を含まない溶媒を図2に示す領域Sに滴下し、反応領域薄膜12上を溶媒で濡らし、SAWの伝播時間による位相変化を測定する（ブランクテスト）。次に、SAWセンサ1の測定者は、SAWセンサ1を他のサンプル（SAWセンサ1）に取り替えて、抗原を含んだ溶液を、そのサンプルの図2に示す領域Sに滴下し、その伝播時間による位相変化を測定する。溶媒に対応する位相変化と溶液に対応する位相変化との差が、抗原抗体反応によって反応領域薄膜12に生成した抗原抗体結合物に起因する位相の変化量となる。PC24は、ブランクテストをした時の位相変化をメモリ内に記憶しておき、この位相変化と、溶液

を滴下して得られる位相変化との差を算出することで、位相の変化量を算出する。PC24は、位相の変化量に基づいて、溶液に含まれる抗原を特定する。振幅の減衰量についても同様であり、振幅の減衰量の変化量に基づいて、溶液に含まれる抗原を特定する。

なお、測定者は、利用する溶媒でのSAWの位相変化が予め判明していれば、溶媒でのSAWの位相変化を測定する必要はない。

また、利用する溶媒でのSAWの伝播時間が予め判明していない場合でも、抗原を含んだ溶液の滴下直後の位相と振幅とを基準として、それ以降の変化の差を取ることで溶液中の抗原の量と種類とを判定し、判定結果を表示することも可能である。

[0024] 上記のように、第1実施形態のSAWセンサは、弾性表面波を伝播する圧電素子基板（圧電素子基板10）と、電気信号と弾性表面波との変換を行う電極（電気信号から弾性表面波への変換を行うIDT11-1と、弾性表面波から電気信号への変換を行うIDT11-2）と、弾性表面波の伝送路に含まれ、検体である液体が導入される検出領域（反応領域薄膜12）検出領域に接触し、液体が浸潤する多孔性基材（多孔性基材13）と、電極が液体と接触することを防ぐ封止構造（封止構造14-1、封止構造14-2）と、を備える。

これにより、SAWセンサ1は、滴下される試料溶液が多孔性基材13内に保持されるため、溶液自体の揮発を抑制することができる。また、SAWセンサ1は、滴下される溶液を確実に反応領域薄膜12の予め定めた特定の領域と接触させることができ、正確な測定が可能となる。また、SAWセンサ1は、圧電素子基板10上に直接溶液を滴下しないため、測定者が溶液を滴下するときに、マイクロピペット等の滴下器具が反応領域薄膜12（センサ表面）に直接接触し、センサ表面に傷などの損傷を発生させることがなくなり、簡易に正確な測定が可能となる。

また、液体を表面反応領域上に保持することができるため、検体である液体が導入された後、SAWセンサ1を縦に或いは横にして振動等によって液

体が保持されなくなったりする問題や、検体に触れてしまうなどの問題も発生しない。

[0025] ところで、ラテラルフローと呼ばれるバイオセンサが存在する。ラテラルフローは予め固定化された測定対象を認識する抗体によって、免疫クロマトグラフィー法により抗原抗体反応を行うセンサであるが、抗原抗体反応の検出結果を色によって出力する。このため、測定対象を認識する抗体に染色物質を固定化しておく必要があり、着色や染色のプロセスが必要となって、簡単な測定ができないという問題があった。また、色の判定は、目視による判定のため、測定の精度を十分に確保できない問題もあった。SAWセンサ1によれば、一般的な抗原を検出する方法である免疫クロマトグラフィー法を用いて抗原を検出する場合に必要であった着色や染色のプロセスが不要となる。従って、簡便に、精度よく測定を行うことが可能となる。

[0026] （第2実施形態）

以下、図面を参照しながら本発明の第2実施形態について詳しく説明する。

なお、以下に示す実施形態の説明では、図面において前述と同様な構成については同じ符号を付し、説明を省略する。

第2実施形態では、多孔性基材13が、フィルタ機能、及び反応場の機能を持つ物質で構成された層を有する場合について説明をする。

図4A及び図4Bは、第2実施形態に係るSAWセンサ1Bの構成を示す模式図である。なお、図4A及び図4Bにおいて、図1A、図1B、及び図2と同一の構成については同じ符号を付し、その説明を省略する。

図4Aは、SAWセンサ1Bの概略的な上面図である。図4BはSAWセンサ1BをC断面から見た概略的な断面図である。図4A及び図4Bに示すように、SAWセンサ1Bは、圧電素子基板10、IDT11、反応領域薄膜12、多孔性基材13B、封止構造14-1、及び封止構造14-2を含んで構成される。

多孔性基材13Bは、図4Bに示すように、フィルタ層13B-1、反応

層 1 3 B-2、及び保水層 1 3 B-3 を含んで構成され、反応領域薄膜 1 2 の上にフィルタ層 1 3 B-1、反応層 1 3 B-2、及び保水層 1 3 B-3 の順に重ねられるように配置される。

なお、図 4 A では、最上層の保水層 1 3 B-3 が示されており、多孔性基材 1 3 B の面積が、図 1 A 及び図 1 B と異なり、反応領域薄膜 1 2 と同じ面積となる場合を示している。もちろん、上述の通り、多孔性基材 1 3 と反応領域薄膜 1 2 との重なる部分によって面積が定められる特定の領域が形成される限り、両者が同じ面積である必要はない。

[0027] フィルタ層 1 3 B-1 は、滴下された試料溶液から不要な物質を濾過する。フィルタ層 1 3 B-1 は、細孔を有するセルロースやニトロセルロース等の材料から構成される層である。フィルタ層 1 3 B-1 の細孔の大きさは、除去したい不要な物質に応じて適切に選択される。

反応層 1 3 B-2 には、予め試料と反応する反応物が分散されて保持されている。反応層 1 3 B-2 は、細孔を有するセルロースやニトロセルロース等の材料から構成される層である。反応層 1 3 B-2 では、フィルタ層 1 3 B-1 を透過し反応層 1 3 B-2 に移送された反応物と、予め反応層 1 3 B-2 に分散された、試料と反応する反応物とが反応する。反応層 1 3 B-2 で生成した生成物は、溶液の浸潤に従って、保水層 1 3 B-3 へ移送される。例えば、目的物質が抗原である場合は、反応層 1 3 B-2 には第 1 抗体を分散させておく。反応層 1 3 B-2 で生成した抗原抗体結合物は溶液の浸潤に従って、保水層 1 3 B-3 へ移送される。

[0028] 保水層 1 3 B-3 は、反応層 1 3 B-2 から移送された溶液を保持する。保水層 1 3 B-3 は、溶液を反応領域薄膜 1 2 へと移送する。保水層の材質は、例えば、細孔を有するセルロースやニトロセルロースなどである。保水層 1 3 B-3 は、溶液の蒸散を防ぐ。また保水層 1 3 B-3 は、溶液中の反応物を反応領域薄膜 1 2 に移送し、保持する。

例えば、目的物質が抗原である場合は、反応領域薄膜 1 2 には、第 2 抗体を担持させておく。保水層 1 3 B-3 から移送された抗原と第 1 抗体との抗

原抗体複合体は、反応領域薄膜 1 2 上の第 2 抗体と反応する。

[0029] このように、第 2 実施形態においては、多孔性基材 1 3 B は、目的物以外を除去するフィルタ層 1 3 B-1 を備える。これにより、SAW センサ 1 B は、不要な物質が反応層 1 3 B-2 に達することを防止できるため、反応の効率が上がる。また、SAW センサ 1 B は、不要な物質が反応領域薄膜 1 2 に達することを防止できるため正確な測定が可能となる。

また、多孔性基材 1 3 B は、試料と反応する物質を含む反応層 1 3 B-2 を備える。これにより、試料が単独で反応領域薄膜 1 2 に付着する場合に比べて、検出する試料の質量が大きくなる。従って、SAW センサ 1 B は、試料が単独で反応領域薄膜 1 2 に付着する場合に比べて、より大きな信号の変化を検出することができる。その結果、正確な測定が可能となる。

なお、フィルタ層 1 3 B-1 及び反応層 1 3 B-2 を配置する順番は逆でもかまわない。また、反応層 1 3-B 2 及び保水層 1 3-B 3 に代えて、反応と保水両方の機能を持つ一枚の層膜が採用されてもよい。

[0030] (第 3 実施形態)

以下、図面を参照しながら本発明の第 3 実施形態について詳しく説明する。

第 3 実施形態では、反応領域薄膜 1 2 が導電性及び絶縁性を持つ 2 つの部分によって構成される場合について説明をする。

図 5 A 及び図 5 B は、第 3 実施形態に係る SAW センサ 1 C の構成を示す模式図である。なお、図 5 A 及び図 5 B において、図 1 A、図 1 B、図 2、図 4 A、及び図 4 B と同一の構成については同じ符号を付し、その説明を省略する。

図 5 A は SAW センサ 1 C を上面から見た構成を示す模式図である。図 5 B は SAW センサ 1 C を D 断面から見た構成を示す模式図である。図 5 A 及び図 5 B に示すように、SAW センサ 1 C は、圧電素子基板 1 0、多孔性基材 1 3、送信電極 6 1 A-1 a、送信電極 6 1 A-1 b、受信電極 6 1 A-2 a、受信電極 6 1 A-2 b (これらを総称して IDT 6 1 A と呼ぶ)、送

信電極 61B-1a、送信電極 61B-1b、受信電極 61B-2a、受信電極 61B-2b（これらを総称して IDT 61B と呼ぶ）、短絡型反応領域 62-1、開放型反応領域 62-2、封止構造 14-1、及び封止構造 14-2 を含んで構成される。

[0031] IDT 61A は、電氣的に短絡な短絡型反応領域 62-1 が設けられた領域を伝播する SAW を励起し、検出する。IDT 61B は、電氣的に開放な開放型反応領域 62-2 が設けられた領域を伝播する SAW を励起し、検出する。

図 5B に示すように、短絡型反応領域 62-1 は、圧電素子基板 10 上に設けられている。短絡型反応領域 62-1 は、金などの導電性を持つ薄膜から構成される薄膜である。短絡型反応領域 62-1 は、電氣的に接地されている IDT 61A-1a 及び IDT 61A-2a と電氣的に接触している。

また、開放型反応領域 62-2 は、圧電素子基板 10 上に設けられており、圧電素子基板 10 の表面における領域である。

短絡型反応領域 62-1 と開放型反応領域 62-2 は、IDT 61A と IDT 61B が配置される方向に、略平行に配置される。短絡型反応領域 62-1 と開放型反応領域 62-2 は、それぞれ矩形形状であり、互いに接している。短絡型反応領域 62-1 の面積と開放型反応領域 62-2 の面積の合計は、多孔性基材 13B の面積と略同一である。もちろん、上述の通り、多孔性基材 13 と短絡型反応領域 62-1 及び開放型反応領域 62-2 との重なる部分によって面積が定められる特定の領域が形成される限り、両者が同じ面積である必要はない。また、短絡型反応領域 62-1 の面積と開放型反応領域 62-2 の面積は略等しいが、同じであってもよく、ある割合で異なる面積となってもよい。

なお、ここでは反応領域を矩形形状として図示しているが、反応領域の形状は矩形形状に限定される必要はなく、他の形状であってもよい。

[0032] 多孔性基材 13 上に滴下された溶液は、短絡型反応領域 62-1 及び開放型反応領域 62-2 の表面に均等に浸潤する。短絡型反応領域 62-1 及び

開放型反応領域 62-2 の多孔性基材 13 に面した表面は、試料溶液によって均一に濡れる。ここで、短絡型反応領域 62-1 を伝達する SAW は、溶液の密度及び粘性によって伝達速度が変化する。一方、開放型反応領域 62-2 を伝達する SAW は、溶液の密度、粘性、及び電気的特性（比誘電率及び導電率）によって伝達速度が変化する。IDT 61A は短絡型反応領域 62-1 を伝達する SAW の伝達時間を検出する。一方、IDT 61B は開放型反応領域 62-2 を伝達する SAW の伝達時間を検出する。したがって、短絡型反応領域 62-1 を伝達する SAW の伝達時間と、開放型反応領域 62-2 を伝達する SAW を伝達する SAW の伝達時間との差は、溶液の電気的特性の違いを表す。

[0033] このように、第 3 実施形態によれば、SAW センサ 1C は、IDT 61B と電氣的に接続しない開放型反応領域 62-2 と、IDT 61A と電氣的に接続する短絡型反応領域 62-1 と、を備える。これにより、短絡型反応領域 62-1 を伝達する SAW の伝達時間と、開放型反応領域 62-2 を伝達する SAW を伝達する SAW の伝達時間との差に基づいて、多孔性基材 13 の表面に滴下された溶液の密度、粘性、及び電気的特性を個別に検出することができる。

[0034] なお、短絡型反応領域 62-1 及び開放型反応領域 62-2 との間には、短絡型反応領域 62-1 の厚さの分だけ段差が生ずる。しかし、短絡型反応領域 62-1 は十分薄いため、多孔性基材 13 は短絡型反応領域 62-1 及び開放型反応領域 62-2 との接触を維持できるため、SAW の測定には、影響がない。

[0035] （第 4 実施形態）

以下、図面を参照しながら本発明の第 4 実施形態について詳しく説明する。第 4 実施形態では、SAW センサ 1D が 3 つの測定チャネル（チャネル A、チャネル B、チャネル C）を備え、3 つの測定チャネルに対応する多孔性基材が、それぞれ異なる抗体を分散させた領域を有する場合について説明をする。

[0036] 図6は、第4実施形態に係るSAWセンサ1Dの構成を示す模式図である。なお、図6において、図1A、図1B、図2、図4A、図4B、図5A、及び図5Bと同一の構成については同じ符号を付し、その説明を省略する。

図6に示すように、SAWセンサ1Dは、圧電素子基板10、送信電極71A-1a、送信電極71A-1b、受信電極71A-2a、受信電極71A-2b（総称してIDT71Aと呼ぶ）、送信電極71B-1a、送信電極71B-1b、受信電極71B-2a、受信電極71B-2b（総称してIDT71Bと呼ぶ）、送信電極71C-1a、送信電極71C-1b、受信電極71C-2a、受信電極71C-2b（総称してIDT71Cと呼ぶ）、反応領域薄膜12（図6において不図示）、多孔性基材73、封止構造14-1、及び封止構造14-2を含んで構成される。

多孔性基材73は、それぞれ異なる一次抗体を分散させた領域73A、領域73B、領域73Cを含んで構成される。

IDT71A、IDT71B、IDT71Cは、チャンネルA、チャンネルB、チャンネルCを伝播するSAWを生成、受信する。

[0037] 多孔性基材73は、その表面に溶液を滴下されると、溶液は多孔性基材73の内部を浸潤する。滴下された溶液は、多孔性基材73の、符号AAを付した抗体AAを分散させた領域73A、符号ABを付した抗体ABを分散させた領域73B、及び符号ACを付した抗体ACを分散させた領域73Cを浸潤する。ここで、領域73A、領域73B、及び領域73Cは、共通の多孔性基材73の一部であってもよいし、共通の多孔性基材73上に新たに設けられた基材であってもよい。領域73A、領域73B、及び領域73Cでは、滴下された溶液に含まれる抗原の種類が複数あった場合、それぞれの抗原に対応する抗体が分散された部分で抗原抗体結合体が生成される。

[0038] 生成された抗原抗体結合体は、拡散により反応領域薄膜12上に到達する。反応領域薄膜12の表面には、領域73A、領域73B、及び領域73Cに分散させた各第1抗体に対応する第2抗体を担持させておく。反応領域薄膜12の表面にある第2抗体には、チャンネルA、チャンネルB、チャンネルC毎

に異なる質量を持った抗原抗体複合体が捕捉される。

その結果、SAWの伝達時間はチャンネル毎に異なる。SAWセンサ1Dは、チャンネル毎に異なる伝達時間を示す。

[0039] このように、第4実施形態によれば、送信電極と受信電極とからなる電極対を複数有し、多孔性基材は、IDT71A、IDT71B、IDT71Cの電極対の間に、各種抗原と反応する異なる抗体をそれぞれ有する。これにより、SAWセンサ1Dは、同時に複数の異なる抗原を測定することが可能となる。

なお、第4実施形態では、チャンネル数を3としたが、チャンネル数はいくつでもよい。

[0040] なお、上記の第1～第4実施形態では、圧電素子基板10は、圧電効果を示す物質、例えば、タンタル酸リチウム、ニオブ酸リチウム、四ホウ酸リチウムなどから構成されている基板でもよい。

また、IDTの材料としては、アルミニウム以外であっても導電性の高い金属であれば、他の材料が採用されてもよい。

なお、上記の第1～第4実施形態では、反応領域薄膜は、抗体が配置された構造を有するだけでなく、抗原が配置された構造が採用されてもよく、或いは、検知しようとする物に特異的に反応する材料又は構造によって反応領域薄膜が構成されていれば、反応領域薄膜は上記の実施形態に限定されない。

また、上記の第1～第4実施形態では、反応領域薄膜12は抗体を担持し、抗原を測定したが、抗原を測定するの でなければ、反応領域薄膜12を設ける必要は無い。

[0041] また、上記の第1～第4実施形態では、送信電極及び受信電極を用いたが、受信電極の代わりにSAWの反射体を設け、送信電極が受信電極の機能を兼ねるようにしてもかまわない。

また、IDT11の電極構造について、図示した構造に限定されることなく、例えば、電極構造において、弾性表面波の波長を λ として楕形電極の幅

を $\lambda/4$ 、 $\lambda/8$ としてもよいし、或いは電極構造を一方性電極 (FEU DT: Floating Electrode Uni Directional Transducer) 等にしてもよい。

[0042] (第5実施形態)

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態について詳しく説明する。以下に示す各実施形態では、前述と同様な構成については同じ符号を付し、説明を省略する。

[0043] 図7は、第5実施形態に係るSAWセンサ101の概略的な斜視図である。図7に示すように、SAWセンサ101 (弾性表面波センサ) は、圧電素子基板110 (圧電素子)、IDT111、反応領域薄膜112、及び多孔性基材113を含んで構成される。以下に示す各実施形態では、前述と同様な構成については同じ符号を付し、説明を省略する。

0は、水晶基板である。IDT111 (Inter Digital Transducer) は、圧電素子基板110上に構成される電極である。IDT111は、楕形の電極である。IDT111は、対向した一対の電極である。IDT111は、アルミニウム薄膜によって構成される。

[0044] 反応領域薄膜112は、金を蒸着して生成した薄膜である。反応領域薄膜112は、表面に抗体を担持した薄膜である。反応領域薄膜112は、圧電素子基板110上であって、圧電素子基板110上に対向して設けられた一対のIDT111の間の領域に形成される。

多孔性基材113は、反応領域薄膜112に接して設けられる基材である。多孔性基材113は、例えば、ニトロセルロースなどの物質から構成される。多孔性基材113は、反応領域薄膜112を完全に覆い、尚且つIDT111と接触しないように固定される。多孔性基材113は、例えば、反応領域薄膜112の外部四隅を接着して固定される。多孔性基材113は、滴下された溶液を保持し、その内部、及び表面に溶液を浸潤させる。

符号Sを付した領域は、溶液が滴下される領域の一例である。多孔性基材113は、符号Sを付した領域に滴下された溶液を、毛細管現象により多孔性基材113内及び反応領域薄膜112の表面に移送し保持する。

[0045] つまり、SAWセンサ101は、滴下された溶液を多孔性基材113内部及び表面に保持する。そのため、IDT111を濡らすことがない。従って、SAWセンサ101は、封止構造を用いずに溶液を測定できる。従って、製造コストを削減できる。

[0046] 図8A及び図8Bは、第5実施形態に係るSAWセンサの概略的な模式図である。図8Aは、SAWセンサ101の概略的な上面図である。また、図8BはSAWセンサ101を切断面Aから見た概略的な断面図である。SAWセンサ101上に設けられたIDT111は、電気信号をSAWに変換する送信電極111-1a、111-1b、及びSAWを電気信号に変換する受信電極111-2a、111-2bから構成される。

[0047] 送信電極111-1a、111-1bは、後述するバースト回路22から、送信信号であるバースト信号を入力される。送信電極111-1a、111-1bは、入力されたバースト信号に対応するSAWを圧電素子基板110の表面に励起する。受信電極111-2a、111-2bは、圧電素子基板110の表面を伝播してきたSAWを電気信号に変換する。受信電極111-2a、111-2bは、受信した電気信号（検出信号と呼ぶ）を後述する位相・振幅検出回路23に出力する。

[0048] 図3は、SAWセンサ101のセンス回路20を示す概略ブロック図である。図3に示すように、センス回路20は、SAWセンサ101、交流信号源21、バースト回路22、位相・振幅検出回路23、PC（Personal Computer）24を含んで構成される。

ここで、バースト信号の周期は、SAWが圧電素子基板110の表面の送信電極111-1a、111-1b（図8A及び図8B）から受信電極111-2a、111-2bまでの間を進行するのに要する時間より大きくなるようにする。バースト回路22は、生成したバースト信号をSAWセンサ1

01及び位相・振幅検出回路23に出力する。

なお、バースト回路22はSAWセンサ101から出力される信号に含まれる主とする信号以外の直達波や他のバルク波などを含むノイズ等の妨害信号が十分に小さい場合には必要なく、連続波でよい。

[0049] 位相・振幅検出回路23は、SAWセンサ101から入力された検出信号、及びバースト回路22から入力されたバースト信号に基づいて、SAWが圧電素子基板110を伝播するのに要した時間である伝播時間による位相変化と振幅変化を算出する。具体的には、位相・振幅検出回路23は、バースト信号の入力から、検出信号の入力までに要した時間（遅延時間と呼ぶ）に伴う位相変化と振幅の減衰量を検出する。位相・振幅検出回路23は、検出した遅延時間による位相変化と振幅変化をPC24に出力する。

PC24は、位相・振幅検出回路23から入力された位相変化と振幅変化に基づいて、表面の抗体と特異的に反応した溶液中の抗原の量と種類を判定し、判定結果を表示する。

[0050] ここで、SAWの位相変化と振幅変化について説明する。SAWは、圧電素子基板110の表面近傍（表面に近い位置）に集中して伝播する音響波である。圧電素子基板110は、その表面に物質が吸着すると、その表面の単位体積当たりの質量と粘性が変化する。その結果、SAWの伝播速度と振幅が変化する。従って、SAWの遅延時間による位相変化と振幅変化が変化する。第5実施形態では、SAWの位相と振幅の変化を利用して溶液中に含まれる抗原を測定する。具体的には、測定者は、まず、反応領域薄膜112上を溶媒で濡らし、SAWの伝播時間による位相変化を測定する。次に、抗原を含んだ溶液を滴下し、その位相変化と振幅変化を測定する（ブランクテスト）。溶媒に対応する伝播時間と溶液に対応する伝播時間との差が、抗原抗体反応によって反応領域薄膜112に生成した抗原抗体結合物に起因する位相変化となる。PC24は、位相変化に基づいて、溶液に含まれる抗原を測定する。振幅変化についても同様である。

なお、測定者は、利用する溶媒でのSAWの位相変化が予め判明していれば

ば溶媒でのSAWの位相変化を測定する必要はない。

なお、PC24は、利用する溶媒でのSAWの伝播時間が予め判明していない場合でも、抗原を含んだ溶液の滴下直後の伝播時間と振幅を基準として、それ以後の変化の差を取ることで溶液中の抗原の量と種類を判定し、判定結果を表示するようにしてもよい。

[0051] SAWセンサ101では、多孔性基材113内を移送された溶液は、反応領域薄膜112の特定の面積を濡らす。ここで、特定の面積とは、多孔性基材113と反応領域薄膜112との重なる部分によって定められる面積である。溶液中の抗原は、反応領域薄膜112上に担持された抗体と反応し、反応領域薄膜112上に抗原抗体結合物を生成する。

反応領域薄膜112では、その表面に抗原を含んだ液体試料を滴下することにより、反応領域薄膜112上に担持された抗体と、液体試料中の抗原との間で抗原抗体反応が起こる。

その結果、反応領域薄膜112上には、反応領域薄膜112上に担持した抗体と抗原が結合した抗原抗体結合物が生成する。なお、反応領域薄膜112の材料としては、金以外であっても抗体を担持できる材料であれば、様々な材料が採用される。

[0052] なお、図7に示すように、多孔性基材113は、反応領域薄膜112よりも大きいため、反応領域薄膜112からはみ出している。測定者は、溶液をこのはみ出した領域Sに滴下する。なお、多孔性基材113は、必ずしも図示したように反応領域薄膜112からはみ出さなくてもよい。この場合、多孔性基材113は、反応領域薄膜112の予め定めた一定の領域を覆うように配置されていればよい。

[0053] 上記のように、第5実施形態では、弾性表面波を伝播する圧電素子基板110と、電気信号から表面弾性波への変換を行う送信電極111-1a、111-1bと、表面弾性波から電気信号への変換を行う受信電極111-2a、111-2bと、伝播路表面に接触し、溶液を保持する多孔性基材113を備える。これにより、第5実施形態では、SAWセンサ101は、送信

電極 111-1a、111-1b 及び受信電極 111-2a、111-2b を封止する構造を有しないため、製造コストを削減できる。また、SAW センサ 101 は、滴下される試料溶液が多孔性基材 113 内に保持されるため、溶液自体の揮発を抑制することができる。また、SAW センサ 101 は、滴下される溶液を確実に反応領域薄膜 112 の予め定めた特定の領域と接触させることができ、正確な測定が可能となる。また、SAW センサ 101 は、液体を表面反応領域上に保持することができるため、検体である液体が導入された後、センサチップを縦にしても横にしても、振動等による問題や、検体を再び触れてしまうなどの問題も発生しない。また、SAW センサ 101 は、圧電素子基板 110 上に直接溶液を滴下しないため、測定者が溶液を滴下するときにセンサ表面に傷などの損傷を発生させることがなくなり、簡単に正確な測定が可能となる。また、SAW センサ 101 では、一般的な抗原を検出する方法である免疫クロマトグラフィー法を用いて抗原を検出する場合に必要なであった着色や染色のプロセスが不要となる。従って、簡便に測定を行うことが可能となる。

[0054] (第 6 実施形態)

以下、図面を参照しながら本発明の第 6 実施形態について詳しく説明する。

図 9A 及び図 9B は、第 6 実施形態に係る SAW センサ 101A の概略的な模式図である。図 9A は SAW センサ 101A の概略的な上面図である。図 9B は SAW センサ 101A を B 断面から見た概略的な断面図である。図 9A 及び図 9B に示すように、SAW センサ 101A は、圧電素子基板 110、送信電極 111-1a、111-1b、受信電極 111-2a、111-2b (送信電極 111-1a、111-1b、受信電極 111-2a、111-2b を総称して IDT 111 と呼ぶ)、反応領域薄膜 112、多孔性基材 113 及び疎水性基材 114A-1、114A-2 を含んで構成される。

第 6 実施形態では、多孔性基材 113 が、疎水性基材 114A-1、114A-2 を含む。

4 A-2 に接着などによって接続され、疎水性基材 1 1 4 A-1、1 1 4 A-2 が I D T 1 1 1 の上面を覆うように配置された場合について説明をする。

[0055] 疎水性基材 1 1 4 A-1、1 1 4 A-2 は、溶液が浸潤しない材質の物質から構成される。

ここで、溶液が浸潤しない材質とは、例えば、プラスチック（ポリエチレン、等）である。疎水性基材 1 1 4 A-1、1 1 4 A-2 は、図示するように多孔性基材 1 1 3 の I D T 1 1 1 側（I D T 1 1 1 に近い位置に配置されている）の対向する両辺に各々接続している。多孔性基材 1 1 3 に滴下された試料溶液は、毛細管現象により多孔性基材 1 1 3 の全体に渡って浸潤する。一方、疎水性基材 1 1 4 A-1、1 1 4 A-2 には、溶液が浸潤しないため、I D T 1 1 1 が溶液で濡れることはない。なお、多孔性基材 1 1 3 は、例えば、反応領域薄膜 1 1 2 の四隅を接着して固定される。

[0056] このように、第 6 実施形態では、疎水性基材 1 1 4 A-1、1 1 4 A-2 は、送信電極 1 1 1-1 a、1 1 1-1 b 及び受信電極 1 1 1-2 a、1 1 1-2 b に接する部分が疎水性を有する。

これにより、S A W センサ 1 0 1 A は、送信電極 1 1 1-1 a、1 1 1-1 b 及び受信電極 1 1 1-2 a、1 1 1-2 b が溶液によって濡れることがなくなり、正確な測定が可能となる。また、送信電極 1 1 1-1 a、1 1 1-1 b 及び受信電極 1 1 1-2 a、1 1 1-2 b の表面が疎水性基材 1 1 4 A-1、1 1 4 A-2 により覆われることにより、送信電極 1 1 1-1 a、1 1 1-1 b 及び受信電極 1 1 1-2 a、1 1 1-2 b を保護することができる。

[0057] （第 7 実施形態）

以下、図面を参照しながら本発明の第 7 実施形態について詳しく説明する。

第 7 実施形態では、多孔性基材 1 1 3 が、フィルタ機能、及び反応場の機能を持つ物質で構成された層を有する場合について説明をする。

図10A及び図10Bは、第7実施形態に係るSAWセンサ101Bの構成を示す模式図である。図10AはSAWセンサ101Bの概略的な上面図である。図10BはSAWセンサ101BをC断面から見た概略的な断面図である。図10A及び図10B示に示すように、SAWセンサ101Bは、圧電素子基板110、IDT111、反応領域薄膜112、多孔性基材113Bを含んで構成される。

多孔性基材113Bは、フィルタ層113B-1、反応層113B-2、及び保水層113B-3を含んで構成される。

[0058] フィルタ層113B-1は、滴下された試料溶液から不要な物質を濾過する。フィルタ層113B-1は、細孔を有するセルロースやニトロセルロース等の材料から構成される層である。フィルタ層113B-1の細孔の大きさは、除去したい不要な物質に応じて適切に選択される。

反応層113B-2には、予め試料と反応する反応物が分散されて保持されている。反応層113B-2は、細孔を有するセルロースやニトロセルロース等の材料から構成される層である。反応層113B-2では、フィルタ層113B-1を透過し反応層113B-2に移送された反応物と、予め反応層113B-2に分散された、試料と反応する反応物とが反応する。反応層113B-2で生成した生成物は、溶液の浸潤に従って、保水層113B-3へ移送される。例えば、目的物質が抗原である場合は、反応層113B-2には第1抗体を分散させておく。反応層113B-2で生成した抗原抗体結合物は溶液の浸潤に従って、保水層113B-3へ移送される。

[0059] 保水層113B-3は、反応層113B-2から移送された溶液を保持する。保水層113B-3は、溶液を反応領域薄膜112へと移送する。保水層の材質は、例えば、細孔を有するセルロースやニトロセルロースなどである。保水層113B-3は、溶液の蒸散を防ぐ。また保水層113B-3は、溶液中の反応物を反応領域薄膜112に移送する。

例えば、目的物質が抗原である場合は、反応領域薄膜112には、第2抗体を担持させておく。保水層113B-3から移送された抗原と第1抗体と

の抗原抗体複合体は、反応領域薄膜 1 1 2 上の第 2 抗体と反応する。

[0060] このように、第 7 実施形態においては、多孔性基材 1 1 3 B は、目的物以外を除去するフィルタ層 1 1 3 B-1 を備える。これにより、SAW センサ 1 0 1 B は、不要な物質が反応層 1 1 3 B-2 に達することを防止できるため、反応の効率が上がる。また、SAW センサ 1 0 1 B は、不要な物質が反応領域薄膜 1 1 2 に達することを防止できるため正確な測定が可能となる。また、多孔性基材 1 1 3 B は、試料と反応する物質を含む反応層 1 1 3 B-2 を備える。これにより、試料が単独で反応領域薄膜 1 1 2 に付着する場合に比べて、検出する試料の質量が大きくなる。従って、SAW センサ 1 0 1 B は、試料が単独で反応領域薄膜 1 1 2 に付着する場合に比べて、より大きな信号の変化を検出することができる。その結果、正確な測定が可能となる。

[0061] なお、フィルタ層 1 1 3 B-1 及び反応層 1 1 3 B-2 を配置する順番は逆でもかまわない。なお、反応層 1 1 3 B-2 と保水層 1 1 3 B-3 に代えて、反応と保水両方の機能を持つ一枚の層膜が採用されてもよい。

[0062] (第 8 実施形態)

以下、図面を参照しながら本発明の第 8 実施形態について詳しく説明する。

第 8 実施形態では、反応領域薄膜 1 1 2 が導電性及び絶縁性を持つ 2 つの部分によって構成される場合について説明をする。

図 1 1 A 及び図 1 1 B は、第 8 実施形態に係る SAW センサ 1 0 1 C の構成を示す模式図である。図 1 1 A は SAW センサ 1 0 1 C を上面から見た構成を示す模式図である。図 1 1 B は SAW センサ 1 0 1 C を D 断面から見た構成を示す模式図である。図 1 1 A 及び図 1 1 B に示すように、SAW センサ 1 0 1 C は、圧電素子基板 1 1 0、多孔性基材 1 1 3、IDT 1 6 1 A-1 a、1 6 1 A-1 b、1 6 1 A-2 a、1 6 1 A-2 b (これらを総称して IDT 1 6 1 A と呼ぶ)、IDT 1 6 1 B-1 a、1 6 1 B-1 b、1 6 1 B-2 a、1 6 1 B-2 b (これらを総称して IDT 1 6 1 B と呼ぶ)、

短絡型反応領域（第２の部分）１６２－１、及び開放型反応領域（第１の部分）１６２－２を含んで構成される。

[0063] IDT 161 Aは、電氣的に短絡な短絡型反応領域１６２－１が設けられた領域を伝播するSAWを励起し、検出する。IDT 161 Bは、電氣的に開放な開放型反応領域１６２－２が設けられた領域を伝播するSAWを励起し、検出する。

開放型反応領域１６２－２は、圧電素子基板１１０上に設けられており、圧電素子基板１１０表面である。

短絡型反応領域１６２－１は、金などの導電性を持つ薄膜から構成される薄膜である。短絡型反応領域１６２－１は、電氣的に接地されているIDT 161 A－１ a及びIDT 161 A－２ aと電氣的に接触している。

[0064] 多孔性基材１１３上に滴下された溶液は、短絡型反応領域１６２－１及び開放型反応領域１６２－２の表面に均等に浸潤する。短絡型反応領域１６２－１及び開放型反応領域１６２－２の多孔性基材１１３に面した表面は、試料溶液によって均一に濡れる。ここで、短絡型反応領域１６２－１を伝達するSAWは、溶液の密度及び粘性によって伝達速度が変化する。一方、開放型反応領域１６２－２を伝達するSAWは、溶液の密度、粘性、及び電氣的特性（比誘電率及び導電率）によって伝達速度が変化する。IDT 161 Aは短絡型反応領域１６２－１を伝達するSAWの伝達時間を検出する。一方、IDT 161 Bは開放型反応領域１６２－２を伝達するSAWの伝達時間を検出する。したがって、短絡型反応領域１６２－１を伝達するSAWの伝達時間と、開放型反応領域１６２－２を伝達するSAWを伝達するSAWの伝達時間との差は、溶液の電氣的特性の違いを表す。

[0065] このように、第８実施形態によれば、SAWセンサ１０１ Cは、IDT 161 Bと電氣的に接続しない開放型反応領域１６２－２と、IDT 161 Aと電氣的に接続する短絡型反応領域１６２－１と、を備える。これにより、短絡型反応領域１６２－１を伝達するSAWの伝達時間と、開放型反応領域１６２－２を伝達するSAWを伝達するSAWの伝達時間との差に基づいて

、多孔性基材 1 1 3 の表面に滴下された溶液の密度、粘性、及び電気的特性を個別に検出することができる。

[0066] なお、短絡型反応領域 1 6 2 - 1 及び開放型反応領域 1 6 2 - 2 との間には、短絡型反応領域 1 6 2 - 1 の厚さの分だけ段差が生ずる。しかし、短絡型反応領域 1 6 2 - 1 は十分薄いため、多孔性基材 1 1 3 は短絡型反応領域 1 6 2 - 1 及び開放型反応領域 1 6 2 - 2 との接触を維持できるため、S A W の測定には、影響がない。

[0067] (第 9 実施形態)

以下、図面を参照しながら本発明の第 9 実施形態について詳しく説明する。第 9 実施形態では、S A W センサ 1 0 1 D が 3 つの測定チャネル（チャネル A、チャネル B、チャネル C）を備え、3 つの測定チャネルに対応する多孔性基材 1 7 2 A、1 7 2 B、1 7 2 C が、それぞれ異なる抗体を分散させた部分を有する場合について説明をする。

[0068] 図 1 2 は、第 9 実施形態に係る S A W センサ 1 0 1 D の構成を示す模式図である。図 1 2 に示すように、S A W センサ 1 0 1 D は、圧電素子基板 1 1 0、I D T 1 7 1 A - 1 a、1 7 1 A - 1 b、1 7 1 A - 2 a、1 7 1 A - 2 b（総称して I D T 1 7 1 A と呼ぶ）、I D T 1 7 1 B - 1 a、1 7 1 B - 1 b、1 7 1 B - 2 a、1 7 1 B - 2 b（総称して I D T 1 7 1 B と呼ぶ）、I D T 1 7 1 C - 1 a、1 7 1 C - 1 b、1 7 1 C - 2 a、1 7 1 C - 2 b（総称して I D T 1 7 1 C と呼ぶ）、反応領域薄膜 1 1 2（図示しない）、及び多孔性基材 1 7 3 を含んで構成される。

多孔性基材 1 7 3 は、それぞれ異なる一次抗体を分散させた領域 1 7 3 A、1 7 3 B、1 7 3 C を含んで構成される。

I D T 1 7 1 A、1 7 1 B、1 7 1 C は、チャネル A、チャネル B、チャネル C を伝播する S A W を生成、受信する。

[0069] 多孔性基材 1 7 3 は、その表面に溶液を滴下されると、溶液は多孔性基材 1 7 3 の内部を浸潤する。滴下された溶液は、多孔性基材 1 7 3 の、符号 A を付した抗体 A を分散させた領域 1 7 3 A、符号 B を付した抗体 B

を分散させた領域 173 B、及び符号 AC を付した抗体 AC を分散させた領域 173 C を浸潤する。ここで、領域 173 A、173 B、及び 173 C は、共通の多孔性基材 173 の一部であってもよいし、共通の多孔性基材 173 上に新たに設けられた基材であってもよい。領域 173 A、173 B、及び 173 C では、滴下された溶液に含まれる抗原の種類が複数あった場合、それぞれの抗原に対応する抗体が分散された部分で抗原抗体結合体が生成される。

[0070] 生成された抗原抗体結合体は、拡散により反応領域薄膜 112 上に到達する。反応領域薄膜 112 の表面には、領域 173 A、173 B、及び 173 C に分散させた各第 1 抗体に対応する第 2 抗体を担持させておく。反応領域薄膜 112 の表面にある第 2 抗体には、チャンネル A、チャンネル B、チャンネル C 毎に異なる質量を持った抗原抗体複合体が捕捉される。その結果、SAW の伝達時間はチャンネル毎に異なる。SAW センサ 101 D は、チャンネル毎に異なる伝達時間を示す。

[0071] このように、第 9 実施形態によれば、前記送信電極と、前記受信電極とからなる電極対を複数有し、前記多孔性基材は、IDT 171 A、171 B、171 C の電極対の間に、各種抗原と反応する異なる抗体をそれぞれ有する。これにより、SAW センサ 101 D は、同時に複数の異なる抗原を測定することが可能となる。

[0072] なお、第 9 実施形態では、チャンネル数を 3 としたが、チャンネル数はいくつでもよい。

[0073] なお、上記の第 5 ～ 第 9 実施形態では、圧電素子基板 110 は、圧電効果を示す物質、例えば、タンタル酸リチウム、ニオブ酸リチウム、四ホウ酸リチウムなどから構成されている基板でもよい。

なお、上記の第 5 ～ 第 9 実施形態では、IDT 111（含む 161 A、171 A、171 B、及び 171 C）は、アルミニウム以外であっても導電性の高い金属であれば、他の材料が採用されてもよい。

なお、上記の第 5 ～ 第 9 実施形態では、反応領域薄膜は、抗体が配置され

た構造を有するだけでなく、抗原が配置された構造が採用されてもよく、また、検知しようとする物に特異的に反応する材料又は構造によって反応領域薄膜が構成されていれば、反応領域薄膜は上記の実施形態に限定されない。

なお、上記の第5～第9実施形態では、反応領域薄膜112は抗体を担持し、抗原を測定したが、抗原を測定するのでなければ、反応領域薄膜112を設ける必要は無い。

[0074] なお、上記の第5～第9実施形態では、送信電極111-1a、111-1b及び受信電極111-2a、111-2bを用いたが、受信電極111-2a、111-2bの代わりにSAWの反射体を設け、送信電極111-1a、111-1bが受信電極の機能を兼ねるようにしてもかまわない。

なお、上記の第5～第9実施形態では、IDT111は、電極構造について図示した構造に限定されることなく、例えば、 $\lambda/4$ 、 $\lambda/8$ 、一方向性電極（FEUDT：Floating electrode unidirectional transducers）等でもよい。

[0075] （第10実施形態）

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態について詳しく説明する。

以下に示す各実施形態では、前述と同様な構成については同じ符号を付し、説明を省略する。

図13A及び図13Bは、本発明の第10実施形態で用いるSAWセンサ201を示す模式図である。図13Aは、SAWセンサ201の概略的な上面図であり、図13BはSAWセンサ201を切断面Aから見た概略的な断面図である。図13A及び図13Bに示すように、SAWセンサ201は、圧電素子基板210（圧電素子）、送信電極211-1a、送信電極211-1b、受信電極211-2a、受信電極211-2b、反応領域薄膜212、多孔性基材213、封止構造214-1、及び封止構造214-2を含んで構成される。また、図13Aにおいて、SAWセンサ201の長手方向（SAWの伝播方向）をx軸方向で表し、短手方向をy軸方向で表す。図13Bにおいて、SAWセンサ201の長手方向をx軸方向で表し、厚み方向

をz軸方向で表す。

[0076] 圧電素子基板210は、SAW (Surface Acoustic Wave ; 弾性表面波) を伝播する基板である。圧電素子基板210は、例えば、水晶基板である。送信電極211-1a、及び送信電極211-1bは、送信側電極部を構成する櫛歯状のパターンにより形成された金属電極である。以下、送信電極211-1a、及び送信電極211-1bを総称してIDT211-1と称する。また、受信電極211-2a、及び受信電極211-2bは、受信側電極部を構成する櫛歯状のパターンにより形成された金属電極である。以下、受信電極211-2a、及び受信電極211-2bを総称してIDT211-2と称する。IDT211-1、及びIDT211-2 (総称してIDT211と呼ぶ) は、圧電素子基板210上に構成される電極である。IDT211は、対向した一对の電極である。IDT211は、例えば、アルミニウム薄膜によって構成される。

[0077] IDT211-1には、後述するセンス回路のバースト回路から、送信信号であるバースト信号が入力される。IDT211-1は、入力されたバースト信号に対応するSAWを圧電素子基板210の表面に励起する。IDT211-2は、圧電素子基板210の表面を伝播してきたSAWを受信し、受信した電気信号に変換する。IDT211-2は、変換した電気信号 (検出信号と呼ぶ) を、センス回路の位相・振幅検出回路に出力する。

[0078] 反応領域薄膜212は、金を蒸着して生成した薄膜である。反応領域薄膜212は、表面に抗体を担持した薄膜である。なお、抗体を担持は、周知の技術を用いて行う (例えば、非特許文献「POCT用SH-SAWバイオセンサ」、谷津田、小貝、他、第40回EMシンポジウム、pp. 29~32、2011. 5. 19参照)。反応領域薄膜212は、圧電素子基板210上であって、圧電素子基板210上に対向して設けられた一对のIDT211の間の領域に形成される。圧電素子基板210と反応領域薄膜212との重なる部分が、検体である液体が導入される検出領域 (センサ表面となる領域) となる。

[0079] 多孔性基材 213 は、反応領域薄膜 212 に接して設けられる基材である。多孔性基材 213 は、例えば、ニトロセルロースなどの物質から構成される。多孔性基材 213 は、反応領域薄膜 212 を覆うように固定される。多孔性基材 213 は、例えば、反応領域薄膜 212 の外側四隅に接着して固定される。多孔性基材 213 は、滴下された溶液を保持し、その内部、及び表面に溶液を浸潤させる。多孔性基材 213 は、滴下された溶液を、毛細管現象により多孔性基材 213 内及び反応領域薄膜 212 の表面に移送し、保持する。つまり、SAW センサ 201 は、滴下された溶液を多孔性基材 213 内部及び反応領域薄膜 212 の表面に保持する。また、図 13A に示したように、多孔性基材 213 は、 $\times$ 軸方向の位置 $\times 1$ から $\times 2$ の間に配置されて

いる。

[0080] SAW センサ 201 では、多孔性基材 213 内を移送された溶液が、反応領域薄膜 212 の特定の領域を濡らす。ここで、特定の領域とは、多孔性基材 213 と反応領域薄膜 212 との重なる部分によって面積が定められる領域である。例えば、反応領域薄膜 212 の全面を多孔性基材 213 で覆う場合、反応領域薄膜 212 の全領域となる。溶液中の抗原は、反応領域薄膜 212 上に担持された抗体と反応し、反応領域薄膜 212 上の特定領域に抗原抗体結合物を生成する。すなわち、反応領域薄膜 212 では、その表面に抗原を含んだ液体試料を滴下することにより、反応領域薄膜 212 上に担持された抗体と、液体試料中の抗原との間で抗原抗体反応が起こる。その結果、反応領域薄膜 212 上には、反応領域薄膜 212 上に担持した抗体と抗原が結合した抗原抗体結合物が生成する。なお、反応領域薄膜 212 の材料としては、金以外であっても抗体を担持できる材料であれば、様々な材料が採用される。

なお、図 13A 及び図 13B に示すように、多孔性基材 213 は、反応領域薄膜 212 と平面視において同じ面積になるように重ねても、或いは平面視において反応領域薄膜 212 の内側に位置するように面積を小さく配置してもよい。多孔性基材 213 が、反応領域薄膜 212 の特定領域を覆うよう

に配置されていればよい。

[0081] 送信電極部側の封止構造 214-1（送信電極部に近い位置に配置されている）は、封止壁 215-1 と封止天井 216-1 とを備えている。封止壁 215-1 は、IDT 211-1 を覆う壁であり、圧電素子基板 210 上に矩形状に形成される。封止壁 215-1 は、例えば、感光性樹脂により構成される。また、封止天井 216-1 は、封止壁 215-1 の上側を塞ぎ、IDT 211-1 を外部から密閉するための天井である。封止天井 216-1 は、封止天井 216-1 の平面領域内に封止壁 215-1 が収まるように封止壁 215-1 の上側に配置される。封止天井 216-1 は、例えば、ガラス基板で構成される。なお、封止壁 215-1 と封止天井 216-1 との間には、不図示の接着層が設けられ、封止壁 215-1 と封止天井 216-1 との間を密封して接着する。封止構造 214-1 は、IDT 211-1 を外部から密閉して IDT 211-1 上に空間を形成するように覆い、IDT 211-1 が液体と接触することを防ぐ封止構造である。

[0082] また、受信電極部側の封止構造 214-2（受信電極部に近い位置に設けられている）は、封止構造 214-1 と同様に、封止壁 215-2 と封止天井 216-2 とを備え、IDT 211-2 を外部から密閉して IDT 211-2 上に空間を形成するように覆い、IDT 211-2 が液体と接触することを防ぐ封止構造である。これら封止構造 214-1、及び封止構造 214-2 により、検出領域における雰囲気（例えば、湿度）の変化があったとしても、IDT 211-1、及び IDT 211-2 は、その影響を受けにくくなる。また、図 13A 及び図 13B では、多孔性基材 213 を封止構造 214-1、及び封止構造 214-2 の封止天井と重なるように配置しているが、多孔性基材 213 は、反応領域薄膜 212 が配置されるセンサの検出領域を覆うように配置されていれば、封止天井と重なるように配置する必要はない。もっとも、多孔性基材 213 を封止天井と重ならないように配置する場合であって、多孔性基材 213 が表面弾性波の進む方向に大きくずれた（目ズレした）としても、封止構造 214-1、及び封止構造 214-2 が、そ

れぞれ I D T 2 1 1 - 1、及び I D T 2 1 1 - 2 を保護するので、I D T が溶液で濡れることはなく、I D T の弾性波送信動作または弾性波受信動作に影響を与えることはない。

[0083] 図 3 は、S A W センサ 2 0 1 を用いた溶液測定に使用するセンス回路 2 0 を示す概略ブロック図である。図 2 に示すように、センス回路 2 0 は、S A W センサ 2 0 1、交流信号源 2 1、バースト回路 2 2、位相・振幅検出回路 2 3、P C 2 4 (P e r s o n a l C o m p u t e r) を含んで構成される。交流信号源 2 1 は、例えば、2 5 0 M H z の正弦波交流信号を発生する。交流信号源 2 1 は、生成した交流信号をバースト回路 2 2 に出力する。バースト回路 2 2 は、交流信号源 2 1 から入力された交流信号を、周期的なバースト信号に変換する。ここで、バースト信号の周期は、S A W が圧電素子基板 2 1 0 の表面の I D T 2 1 1 - 1 から I D T 2 1 1 - 2 までの間を進行するのに要する時間より大きくなるようにする。バースト回路 2 2 は、生成したバースト信号を S A W センサ 2 0 1 の I D T 2 1 1 - 1 及び位相・振幅検出回路 2 3 に出力する。なお、バースト回路 2 2 は S A W センサ 2 0 1 から出力される信号に含まれる主とする信号以外の直達波や他のバルク波などを含むノイズ等の妨害信号が十分に小さい場合には必要なく、連続波を用いてよい。

[0084] 位相・振幅検出回路 2 3 は、S A W センサ 2 0 1 の I D T 2 1 1 - 2 から入力された検出信号、及びバースト回路 2 2 から入力されたバースト信号に基づいて、S A W が圧電素子基板 2 1 0 を伝播するのに要した時間である伝播時間による位相変化と振幅変化を算出する。具体的には、位相・振幅検出回路 2 3 は、バースト信号の入力から、検出信号の入力までに要した伝播時間による位相変化と振幅の減衰量を検出する。位相・振幅検出回路 2 3 は、検出した位相変化と振幅の減衰量を P C 2 4 に出力する。P C 2 4 は、位相・振幅検出回路 2 3 から入力された位相変化と振幅の減衰量に基づいて、表面の抗体と特異的に反応した溶液中の抗原の量と種類を判定し、判定結果を表示する。

[0085] 次に、溶液に含まれる抗体を測定するときの多孔性基材 2 1 3 上の溶液の浸潤状態について説明する。図 1 4 A～図 1 4 C は、第 1 0 実施形態に係る多孔性基材 2 1 3 上の溶液の浸潤状態を説明する図である。図 1 4 A は、時刻 t_1 における多孔性基材 2 1 3 上の溶液の浸潤状態を示す図である。図 1 4 B は、時刻 t_2 (t_2 は、 t_1 より大) における多孔性基材 2 1 3 上の溶液の浸潤状態を示す図である。図 1 4 C は、時刻 t_3 (t_3 は、 t_2 より大) における多孔性基材 2 1 3 上の溶液の浸潤状態を示す図である。図 1 4 A～図 1 4 C において、多孔性基材 2 1 3 の長手方向を x 軸方向で表し、短手方向を y 軸方向で表す。図 1 4 A～図 1 4 C において、多孔性基材 2 1 3 の位置 x_1 及び x_2 は、図 1 3 A と同様の位置である。

[0086] 図 1 4 A～図 1 4 C に示したように、SAW センサ 2 0 1 の測定者が、例えば、図示しないマイクロピペットを用いて、位置 (x_3 、 y_3) に溶液 a を滴下する。多孔性基材 2 1 3 は、滴下された溶液 a を、多孔性基材 2 1 3 内及び反応領域薄膜 2 1 2 の表面を毛細管現象により x 軸の正方向に移送し、保持する。多孔性基材 2 1 3 に滴下された溶液 a は、多孔性基材 2 1 3 の内部、及び多孔性基材 2 1 3 の表面を x 軸の正方向に向けて徐々浸潤してゆく。このため、時刻 t_1 において、図 1 4 A に示したように、添加された溶液 a が浸潤した領域（以下、浸潤領域という） b_1 の先端は、 x 軸方向の位置 x_4 まで浸潤する。また、時刻 t_2 において、図 1 4 B に示したように、浸潤領域 b_2 の先端は、 x 軸方向の位置 x_5 (x_5 は、 x_4 より大) まで浸潤する。さらに、時刻 t_3 において、図 1 4 C に示したように、浸潤領域 b_3 の先端は、 x 軸方向の位置 x_6 (x_6 は、 x_5 より大) まで浸潤する。そして、溶液中の抗原は、溶液の浸潤に従って、反応領域薄膜 2 1 2 上に担持された抗体と徐々に反応し、反応領域薄膜 2 1 2 上に抗原抗体結合物を生成する。

[0087] 次に、仮に、SAW センサ 2 0 1 の反応領域薄膜 2 1 2 に、溶液を直接、滴下した場合について説明する。仮に、図 1 3 A 及び図 1 3 B に示したような SAW センサ 2 0 1 の反応領域薄膜 2 1 2 に、直接、溶液を滴下した場合

、溶液は、反応領域薄膜 212 全体に浸潤する。SAW は、圧電素子基板 210 の表面近傍（表面に近い位置）に集中して伝播する音響波である。圧電素子基板 210 の表面に物質が吸着すると、その表面の単位体積当たりの質量と粘性が変化する。質量と粘性の変化に応じて、SAW の伝播時間が変化し、SAW の振幅の減衰量が変化する。センス回路 20 の位相・振幅検出回路 23 は、位相の変化量と振幅の減衰量の変化量を利用して溶液中に含まれる抗原を測定する。

[0088] 溶液に含まれる抗原の濃度が低い場合、反応領域薄膜 212 の一部で抗原抗体反応が起きるため、検出信号は飽和しない。このため、センス回路 20 の位相・振幅検出回路 23 は、SAW が圧電素子基板 210 を伝播するのに要した時間である伝播時間による位相変化と振幅変化を検出できる。一方、溶液に含まれる抗原の濃度が高い場合、反応領域薄膜 212 の全体で抗原抗体反応が起きるため、検出信号は飽和する。したがって、センス回路 20 の位相・振幅検出回路 23 は、伝播時間による位相変化と振幅変化を検出できない。

[0089] このため、第 10 実施形態では、反応領域薄膜 212 に、直接、溶液を滴下するのではなく、溶液が反応領域薄膜 212 上に直接、滴下した場合より長い時間をかけて浸潤する多孔性基材 213 に溶液を滴下する。多孔性基材 213 に滴下した溶液は、図 14 A ～ 図 14 B に示したように、時刻毎に x 軸方向の正方向へ浸潤していく。このため、溶液は、反応領域薄膜 212 上に一度に浸潤しないため、溶液中の抗原の濃度が高い場合でも、位相・振幅検出回路 23 は、時刻毎に伝播時間による位相変化と振幅変化を検出することができる。

[0090] 次に、センス回路 20 による測定について説明する。測定者は、まず、抗原を含まない溶媒を図 14 A ～ 図 14 C に示す位置（x3, y3）に滴下し、反応領域薄膜 212 上を溶媒で浸潤させ、SAW の伝播時間による位相変化を測定する（ブランクテスト）。次に、測定者は、SAW センサ 201 を他のサンプル（SAW センサ 201）に取り替えて、抗原を含んだ溶液を、

そのサンプルの図14Aに示す位置(x3, y3)に滴下し、その伝播時間による位相変化を測定する。溶媒に対応する位相変化と溶液に対応する位相変化との差が、抗原抗体反応によって反応領域薄膜212に生成した抗原抗体結合物に起因する位相の変化量となる。PC24は、ブランクテストをした時の位相変化をメモリ内に記憶しておき、この位相変化と、溶液を滴下して得られる位相変化との差を算出することで、位相の変化量を算出する。PC24は、位相の変化量に基づいて、溶液に含まれる抗原を特定する。振幅の減衰量についても同様であり、振幅の減衰量の変化量に基づいて、溶液に含まれる抗原を特定する。また、利用する溶媒でのSAWの伝播時間が予め判明していない場合でも、抗原を含んだ溶液の滴下直後の位相と振幅とを基準として、それ以降の変化の差を取ることで溶液中の抗原の量と種類とを判定し、判定結果を表示することも可能である。

[0091] 以上のように、第10実施形態において、SAWセンサ201は、表面弾性波から電気信号、または電気信号から表面弾性波へ変換する時間に比べて長い浸潤時間を要する多孔性基材213を反応領域薄膜212上に備えるようにした。従って、SAWセンサ201は、検出信号を、長時間にわたって出力できる。また、SAWセンサ201は、一時に反応領域薄膜212に溶液が接触する場合に比べて、検出信号の強度が小さくなる。その結果、濃度の濃い溶液を測定する場合でもSAWセンサ201は飽和することなく検出信号を出力するため、正確な測定をすることができる。

[0092] なお、第10実施形態では、反応領域薄膜212が抗体を保持している場合について説明したが、反応領域薄膜212は抗体を保持していなくてもよい。この場合においても、溶液の濃度が高いか低いか、溶液に抗原が含まれているかいないか、等の溶液の特性の比較等を行うことができる。

[0093] (第11実施形態)

以下、図面を参照しながら本発明の第11実施形態について説明する。第11実施形態では、多孔性基材が、それぞれ異なる抗体を分散させた場合について説明をする。なお、センス回路20は、第1実施形態で示した図3に

においてSAWセンサ201が、第11実施形態のSAWセンサ201aに置き換えた構成である。

[0094] 図15A及び図15Bは、第11実施形態に係るSAWセンサ201aの構成を示す模式図である。図15Aは、SAWセンサ201aの概略的な上面図であり、図15BはSAWセンサ201aを切断面Bから見た概略的な断面図である。図15Aにおいて、SAWセンサ201aの長手方向をx軸方向で表し、短手方向をy軸方向で表す。図15Bにおいて、SAWセンサ201aの長手方向をx軸方向で表し、厚み方向をz軸方向で表す。図15A及び図15Bに示すように、SAWセンサ201aは、圧電素子基板210、送信電極211-1a、送信電極211-1b、受信電極211-2a、受信電極211-2b、反応領域薄膜212、多孔性基材241、封止構造214-1、及び封止構造214-2を含んで構成される。

[0095] 多孔性基材241は、符号AAを付した第1抗体AAを分散させた多孔性基材241-1、符号ABを付した第1抗体ABを分散させた多孔性基材241-2、及び符号ACを付した第1抗体ACを分散させた多孔性基材241-3を含んで構成される。また、抗体AA、抗体AB、及び抗体ACは、各々異なる第1抗体である。多孔性基材241の表面の位置(x3, y3)に溶液が滴下されると、滴下された溶液は、多孔性基材241の内部を浸潤すると共に、多孔性基材241を、正方向のx軸方向に浸潤する。

[0096] ここで、例えば、時刻t0において、多孔性基材241上の位置(x3, y3)に溶液を滴下した場合を説明する。時刻t1において、溶液は、x軸の位置x4まで浸潤する。溶液は、多孔性基材241-1の領域に浸潤するため、多孔性基材241-1において第1抗体AAと反応する。反応により生成された抗原抗体複合体は、反応領域薄膜212上に担持された第2抗体と反応する。次に、時刻t2において、溶液は、x軸の位置x5まで浸潤する。溶液は、多孔性基材241-2の領域に浸潤するため、多孔性基材241-2において第1抗体ABと反応する。反応により生成された抗原抗体複合体は、反応領域薄膜212上に担持された第2抗体と反応する。次に、時

刻 t_3 において、溶液は、 x 軸の位置 x_2 まで浸潤する。溶液は、多孔性基材 241-3 の領域に浸潤するため、多孔性基材 241-3 において第 1 抗体 AC と反応する。反応により生成された抗原抗体複合体は、反応領域薄膜 212 上に担持された第 2 抗体と反応する。位相・振幅検出回路 23 は、多孔性基材 241-1 で起こった反応により検出された検出信号、多孔性基材 241-2 で起こった反応により検出された検出信号、多孔性基材 241-3 で起こった反応により検出された検出信号を、溶液が浸潤する速度に対応する遅れをもって順次、観測する。

[0097] これにより、第 1 実施形態では、弾性表面波を伝播する圧電素子基板 210 と、電気信号と表面弾性波との変換を行う IDT 211 と、前記圧電素子基板 210 に接触し、異なる目的物と反応する反応物を溶液の浸潤する方向にそれぞれ分散させた液体が浸潤する多孔性基材 241 と、を有する。これにより、異なる抗体による反応を異なる時刻に検出することが可能となり、1 つの SAW センサ 201a、及び 1 つの多孔性基材 241 を用いて、複数の試料を検出することができる。

[0098] なお、多孔性基材 241-1、241-2、及び 241-3 は、共通の多孔性基材 241 の一部であってもよいし、共通の多孔性基材 241 上に新たに設けられた基材であってもよい。多孔性基材 241-1、241-2、及び 241-3 では、滴下された溶液に含まれる抗原の種類が複数あった場合、それぞれの抗原に対応する抗体が分散された部分で抗原抗体結合体が生成される。なお、第 1 実施形態では、3 種類の異なる抗体を分散させた多孔性基材 241 の例を示したが、抗体の種類は、複数であればいくつでもよい。

[0099] (第 1 2 実施形態)

以下、図面を参照しながら本発明の第 1 2 実施形態について説明する。第 1 2 実施形態では、多孔性基材が、溶液の浸潤速度が異なる領域を持つ場合について説明をする。

[0100] 図 16A 及び図 16B は、第 1 2 実施形態に係る SAW センサ 201b の

構成を示す模式図である。図16Aは、SAWセンサ201bの概略的な上面図であり、図16BはSAWセンサ201bを切断面Cから見た概略的な断面図である。図16Aにおいて、SAWセンサ201bの長手方向をx軸方向で表し、短手方向をy軸方向で表す。図16Bにおいて、SAWセンサ201bの長手方向をx軸方向で表し、厚み方向をz軸方向で表す。図16A及び図16Bに示すように、SAWセンサ201bは、圧電素子基板210、IDT211、反応領域薄膜212、及び多孔性基材251を含んで構成される。多孔性基材251は、第1浸潤速度を有する多孔性基材（第1領域）251-1、251-2、251-3、及び第2浸潤速度を有する多孔性基材（第2領域）251-4及び251-5を含んで構成される。例えば、多孔性基材251-4及び251-5の溶液が一定距離を浸潤する浸潤速度は、多孔性基材251-1、251-2、251-3の浸潤速度の $1/10$ である。

[0101] 図16Aに示すように、多孔性基材251-1のx軸方向の長さは $x_4 - x_1$ であり、多孔性基材251-2のx軸方向の長さは $x_6 - x_5$ であり、多孔性基材251-3のx軸方向の長さは $x_2 - x_7$ である。また、多孔性基材251-4のx軸方向の長さは $x_5 - x_4$ であり、多孔性基材251-5のx軸方向の長さは $x_7 - x_6$ である。多孔性基材251-4及び251-5のx軸方向の長さは、多孔性基材251-1、251-2、251-3のx軸方向の長さより短くてもよい。

[0102] 次に、時刻 t_1 において、多孔性基材251-1のx軸の位置（ x_3 , y_3 ）に溶液を滴下した場合を説明する。多孔性基材251-1内で溶液の浸潤が速やかに起こり、多孔性基材251-1の面積に相当する反応領域薄膜212が浸潤する。時刻 t_1 において、溶液は、多孔性基材251-1のx軸の位置 x_4 を超えて、多孔性基材251-4にも浸潤するが、その浸潤する速度は、多孔性基材251-1に比べて遥かに遅い。従って、SAWセンサ201bは、溶液が多孔性基材251-2に到達するまでの時刻 t_1 から時刻 t_2 の時間、専ら多孔性基材251-1内で生成した抗原抗体結合体又は

多孔性基材 251-1 と接する反応領域薄膜 212 に担持された抗体との反応のみを検出する。時刻 t_2 において、溶液は、多孔性基材 251-2 の x 軸の位置 x_5 に到達すると、速やかに多孔性基材 251-2 を浸潤する。従って、SAW センサ 201b は、多孔性基材 251-1 及び多孔性基材 251-2 で起こった反応を同時に検出する。センス回路 20 は、多孔性基材 251-1 の検出信号と、多孔性基材 251-2 の検出信号との差分を計算することにより、多孔性基材 251-2 で起こった反応に起因する信号を検出する。以下、時刻 t_2 において、溶液は、多孔性基材 251-2 の x 軸の位置 x_6 を超えて、多孔性基材 251-5 に浸潤する。そして、時刻 t_3 において、溶液は、多孔性基材 251-3 の x 軸の位置 x_7 に到達すると、速やかに多孔性基材 251-3 を浸潤する。時刻 t_3 においては、SAW センサ 201b は、多孔性基材 251-1、多孔性基材 251-2、及び多孔性基材 251-3 で起こった反応を同時に検出する。センス回路 20 は、多孔性基材 251-1 の検出信号、多孔性基材 251-2、及び多孔性基材 251-3 の検出信号の差分を計算することにより、多孔性基材 251-3 で起こった反応に起因する信号を検出する。

- [0103] センス回路 20 は、滴下された溶液の x 軸方向における進行度合いを検出する必要がある。進行度合いの検出は、例えば、図 16A 及び図 16B に示した SAW センサ 201b を 2 つ用いる。この場合、一方の SAW センサ 201b-1 の多孔性基材 251-1、251-2、及び 251-3 に第 1 抗体を保持させる。もう一方の SAW センサ 201b-2 の多孔性基材 251-1、251-2、及び 251-3 に第 1 抗体を保持させない。このように構成することで、SAW センサ 201b-1 は、滴下された溶液中の抗原を検出し、SAW センサ 201b-2 は、滴下された溶液中の抗原を検出しない。このため、SAW センサ 201b-2 では、溶液の粘性（粘弾性）を検出できる。測定者は、2 つの SAW センサ 201b-1 及び 201b-2 の各位置 (x_3 , y_3) に同量の溶液を同時に滴下する。センス回路 20 は、2 つの SAW センサ 201b-1 及び 201b-2 を計測することで、溶液

の進行度合いを検出するようにしてもよい。

[0104] 以上のように、第12実施形態では、多孔性基材251は、浸潤速度が速い多孔性基材251-1、251-2、251-3と、浸潤速度が遅い多孔性基材251-4、251-5とを交互に繰り返し構造を有する。これにより、溶液に含まれる検体を時間的に分離して検出することが可能となる。

[0105] なお、上記の第10～第12実施形態では、送信電極211-1a、211-1b及び受信電極211-2a、211-2bの代わりにSAWの反射体を設け、送信電極211-2a、211-2bの代わりにSAWの反射体を設け、送信電極211-1a、211-1bが受信電極の機能を兼ねるようにした場合、浸潤速度が遅い多孔性基材251-4及び251-5も反射体の働きをする。このため、送信電極211-1a、211-1bに戻ってくる表面弾性波は、受信電極211-2a、211-2bの代わりにSAWの反射体による反射波、多孔性基材251-4による反射波、及び多孔性基材251-5による反射波が含まれる。このため、これらの反射波を識別する必要があるため、各領域の反射波が重ならないように多孔性基材251-1、251-2、及び251-3の×軸方向の長さを異なるようにしてもよい。または、多孔性基材251-4、及び251-5の×軸方向の長さを異なるようにしてもよい。

[0106] なお、上記の第10～第12実施形態では、圧電素子基板210は、圧電効果を示す素材、例えば、タンタル酸リチウム、ニオブ酸リチウム、四ホウ酸リチウムなどから構成されている基板でもよい。なお、上記の第10～第12実施形態では、IDT211は、アルミニウム以外であっても導電性の高い金属であれば、他の材料が採用されてもよい。なお、上記の第10～第12実施形態では、反応領域薄膜212は抗体を担持し、抗原を測定する例を示したが、抗原を測定するのではなく、反応領域薄膜212を設ける必

要は無い。

[0107] 以上、図面を参照してこの発明の実施形態について詳しく説明してきたが、具体的な構成は上述の実施形態に限られることはなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲内において様々な設計変更等を行うことが可能である。

符号の説明

[0108] 1, 1 B, 1 C, 1 D, 1 0 1, 1 0 1 A, 1 0 1 B, 1 0 1 C, 1 0 1 D, 2 0 1 . . . SAWセンサ、1 0, 1 1 0, 2 1 0 . . . 圧電素子基板（圧電素子）、1 1, 6 1 A, 6 1 B, 7 1 A, 7 1 B, 7 1 C . . . 電極、1 2, 1 1 2, 2 1 2 . . . 反応領域薄膜、1 3, 1 3 B, 7 3, 1 1 3, 1 1 3 B, 1 7 3, 2 1 3, 2 4 1, 2 4 1-1, 2 4 1-2, 2 4 1-3, 2 5 1, 2 5 1-1, 2 5 1-2, 2 5 1-3, 2 5 1-4, 2 5 1-5 . . . 多孔性基材 . . . 多孔性基材、1 3 B-1, 1 1 3 B-1 . . . フィルタ層、1 3 B-2, 1 1 3 B-2 . . . 反応層、1 3 B-3, 1 1 3 B-3 . . . 保水層、1 1 4 A-1, 1 1 4 A-2 . . . 疎水性基材、1 4 . . . 封止構造、1 7 . . . マイクロピペット、2 0 . . . センス回路、2 1 . . . 交流信号源、2 2 . . . バースト回路、2 3 . . . 位相・振幅検出回路、6 2-1 . . . 短絡型反応領域、6 2-2 . . . 開放型反応領域、1 1 1, 1 1 1-1 a, 1 1 1-1 b, 1 1 1-2 a, 1 1 1-2 b, 1 6 1 A, 1 6 1 B, 1 6 1 A-1 a, 1 6 1 A-1 b, 1 6 1 A-2 a, 1 6 1 A-2 b, 1 6 1 B-1 a, 1 6 1 B-1 b, 1 6 1 B-2 a, 1 6 1 B-2 b, 1 7 1 A, 1 7 1 A-1 a, 1 7 1 A-1 b, 1 7 1 A-2 a, 1 7 1 A-2 b, 1 7 1 B, 1 7 1 B-1 a, 1 7 1 B-1 b, 1 7 1 B-2 a, 1 7 1 B-2 b, 1 7 1 C, 1 7 1 C-1 a, 1 7 1 C-1 b, 1 7 1 C-2 a, 1 7 1 C-2 b, 2 1 1, 2 1 1-1 a, 2 1 1-1 b, 2 1 1-2 a, 2 1 1-2 b . . . IDT、2 0 . . . センス回路、2 1 . . . 交流信号源、2 2 . . . バースト回路、2 3 . . . 位相・振幅検出回路、2 4 . . . PC、1 6 2-1 . . . 短絡型反応領域、1 6 2-2 . . . 開放型反応領域

請求の範囲

- [請求項1] 弾性表面波を伝播する圧電素子と、
電気信号と表面弾性波との変換を行う電極と、
前記圧電素子に接触し、液体が浸潤する多孔性基材と、
を備えることを特徴とする弾性表面波センサ。
- [請求項2] 前記弾性表面波の伝播路に配置され、検体である液体が導入される
検出領域と、 前記電極が液体と接触することを防ぐ封止構造と、
を備え、
前記多孔性基材は、前記検出領域に接触する
ことを特徴とする請求項1に記載の弾性表面波センサ。
- [請求項3] 前記多孔性基材は、平面視において前記検出領域に重ならない部分
を有することを特徴とする請求項2に記載の弾性表面波センサ。
- [請求項4] 前記多孔性基材は、目的物と反応する物質を含む反応層または目的
物以外を除去するフィルタ層のうち少なくとも1つの層を備えること
を特徴とする請求項2または請求項3に記載の弾性表面波センサ。
- [請求項5] 前記電極は2対の電極対であって、
前記検出領域は、前記2対の電極のうち一方の電極対と電氣的に接
続する短絡型反応領域と、前記2対の電極のうち他方の電極対と電氣
的に接続しない開放型反応領域と、を有することを特徴とする請求項
2から請求項4のいずれか1項に記載の弾性表面波センサ。
- [請求項6] 前記電極は複数の電極対であって、複数の前記電極対各々の間に設
けられた前記多孔性基材に、目的物と反応する異なる反応物をそれぞ
れ有することを特徴とする請求項2から請求項4のいずれか1項に記
載の弾性表面波センサ。
- [請求項7] 前記電極は、2対の電極対であって、
前記多孔性基材は、薄膜を介して前記圧電素子に接触し、前記多孔
性基材に接続され、前記各電極に接する部分が疎水性基材からなるこ
とを特徴とする請求項1に記載の弾性表面波センサ。

- [請求項8] 前記多孔性基材は、前記圧電素子に接しない部分を有することを特徴とする請求項7に記載の弾性表面波センサ。
- [請求項9] 前記多孔性基材は、目的物と反応する物質を含む反応層または目的物以外を除去するフィルタ層のうち少なくとも1つの層を備えることを特徴とする請求項7又は請求項8に記載の弾性表面波センサ。
- [請求項10] 前記圧電素子は、前記電極と電氣的に接続しない領域を有する第1の部分と、
前記電極と電氣的に接続する薄膜を有する第2の部分と、
を備えることを特徴とする請求項7から請求項9のいずれか一項に記載の弾性表面波センサ。
- [請求項11] 前記電極は複数の電極対であって、
複数の前記電極対各々の間に設けられた多孔性基材に、目的物と反応する反応物をそれぞれ有することを特徴とする請求項7から請求項10のいずれか一項に記載の弾性表面波センサ。
- [請求項12] 前記弾性表面波の伝播路に配置され、検体である液体が導入される検出領域を備え、
前記多孔性基材は、前記検出領域に接触し、
液体が毛細管現象により前記多孔性基材に浸潤することを特徴とする請求項1に記載の弾性表面波センサ。
- [請求項13] 前記多孔性基材は、前記弾性表面波の伝播方向に、液体が毛細管現象により浸潤することを特徴とする請求項12に記載の弾性表面波センサ。
- [請求項14] 前記多孔性基材は、目的物と反応する異なる反応物を溶液の浸潤する方向にそれぞれ分散して形成されることを特徴とする請求項12又は請求項13に記載の弾性表面波センサ。
- [請求項15] 前記多孔性基材は、第1領域と、第2領域と、を有し、前記第1領域と前記第2領域とが、前記弾性表面波の伝播方向に交互に形成され、前記第1領域の浸潤速度が、前記第2領域の浸潤速度より速いこと

を特徴とする請求項 1 2 から請求項 1 5 のいずれか一項に記載の弾性表面波センサ。

[請求項16] 前記多孔性基材は、複数の前記第 1 領域における前記弾性表面波の伝播方向の長さが各々異なることを特徴とする請求項 1 5 に記載の弾性表面波センサ。

[請求項17] 前記多孔性基材は、複数の前記第 2 領域における前記弾性表面波の伝播方向の長さが各々異なることを特徴とする請求項 1 5 又は請求項 1 6 に記載の弾性表面波センサ。