(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4709059号
(P4709059)
(45)発行日　平成23年6月22日(2011.6.22)　(24)登録日　平成23年3月25日(2011.3.25)

(51)Int.Cl.　F I
G01N 21/35 (2006.01)　G01N 21/35 Z

請求項の数 3　(全 12 頁)

(21)出願番号　特願2006-125670 (P2006-125670)
(22)出願日　平成18年4月28日 (2006.4.28)
(65)公開番号　特開2007-298358 (P2007-298358A)
(43)公開日　平成19年11月15日 (2007.11.15)
審査請求日　平成21年1月19日 (2009.1.19)

(73)特許権者　000001007
キヤノン株式会社
東京都大田区下丸子３丁目３０番２号
(74)代理人　100086483
弁理士　加藤　一男
(72)発明者　尾内　敏彦
東京都大田区下丸子３丁目３０番２号　キヤノン株式会社内
(72)発明者　笠井　信太郎
東京都大田区下丸子３丁目３０番２号　キヤノン株式会社内

審査官　森口　正治

最終頁に続く

(54)【発明の名称】検査装置及び検査方法

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
30GHz以上30THz以下の周波数の領域に含まれる電磁波を伝播させるための伝送線路と、
前記伝送線路を伝播する電磁波の電場分布の及ぶ範囲の少なくとも一部を含む部位に配置された導電性領域と、
前記導電性領域の外部に設けられ、検体を保持し、該検体を前記伝送線路に供給するための検体供給手段と、
前記検体供給手段と前記導電性領域との間に電界を発生させる手段と、を有し、
前記検体供給手段から供給された検体を前記導電性領域に堆積するように構成される検査装置であって、
前記検体供給手段に印加する電圧に交流成分を重畳させて前記堆積のレートを変動させ、前記伝送線路を伝播して検出される電磁波の信号の前記変動に対する同期検波により、検体の情報を取得することを特徴とする検査装置。
【請求項２】
前記検体の前記導電性領域上への堆積量の時間変化に応じて、前記伝送線路を伝播して検出される電磁波の信号の変化を時間経過に対して複数取得し、
信号の変化の割合が所定値よりも小さくなったとき、前記検体の前記伝送線路への供給を停止することを特徴とする請求項１に記載の検査装置。
【請求項３】
伝送線路を伝播させられた30GHz以上30THz以下の周波数の領域に含まれる電磁波を検出し

て、伝送線路を伝播する電磁波の電場分布の及ぶ範囲の少なくとも一部を含む部位にある導電性領域に堆積された検体の情報を取得する検査方法であって、
検体を保持して該検体を前記伝送線路に供給するための検体供給手段から検体を供給し、前記検体供給手段と前記導電性領域の間に電界を発生させて前記供給される検体を前記導電性領域に堆積させる際に、前記検体供給手段に印加する電圧に交流成分を重畳させて前記堆積のレートを変動させ、
前記伝送線路を伝播して検出される電磁波の信号の前記変動に対する同期検波により、検体の情報を取得することを特徴とする検査方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、周波数30GHz乃至30THzの所謂ミリ波からテラヘルツ波と呼ばれる周波数領域の電磁波（本明細書では、テラヘルツ波とも呼ぶ）を用いて、検体の情報（物性、同定、濃度、存否など）を取得するための検査装置、検査方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

近年、テラヘルツ波を利用した技術開発が盛んである。特に、テラヘルツ波の光子エネルギーは分子の骨格振動や分子間の相互作用のエネルギーと同程度であり、このテラヘルツ波を利用した技術は、分光学的手法によって得られるスペクトルなどを用いて物質の分析に用いられる。

【０００３】

こうした技術状況において、基板上にテラヘルツ波伝送線路を作製し、伝送線路上にDNA水溶液を滴下し乾燥させることで、伝送線路のテラヘルツ波伝播特性が変化することを利用して、DNAの分析を行う技術が提案されている（非特許文献1参照）。これは、伝送線路内にテラヘルツ波を伝搬させることで、小型化でき外的環境変化に強く、微小量の検体を検出できるものとして検討されている。また、この提案では、DNAの1本鎖と2本鎖の間で、テラヘルツ波に対する誘電率が異なることを利用し、テラヘルツ波伝播特性の相違からDNAが1本鎖か2本鎖かを検査できることを示している。

【０００４】

この提案の構成は、光伝導素子として機能する半導体薄膜と、発生した電磁波を伝播させる伝送線路を1つの基板上に集積化させた小型の機能デバイスを有する。図7にその平面図を示す。この構成は、基板160上に形成した高周波伝送線路165及び163の一部に、LT-GaAsで構成した光伝導素子のエピタキシャル層の薄膜のみを転写した構造164を備える。この構成では、Si基板160上に絶縁体樹脂を挟む様に形成したマイクロストリップ線路があり、線路の一部にギャップを生じさせて、そのギャップ下部にのみLT-GaAs薄膜を配置した構造164となっている。基板160表面側より、空間伝播によってレーザ光を金属ライン161及び165のギャップに照射し、発生したテラヘルツ電磁波をラインに伝播させる様な駆動を行っている。その伝送線路上において、調べたい検体167を、共鳴構造としてのフィルタ領域166に塗布した場合に、EO結晶を用いて部分162より伝播状態の変化を検出することで検体167の物性を調べることができる。

【非特許文献１】APPLIED OPTICS/Vol.41, No.10,2002,pp.2074

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

上述した様に、テラヘルツ波を用いて、その伝播状態の変化から物質の吸収係数や複素屈折率などの光学特性を求めることで、物質の分析・検出・同定などができる。しかし、非特許文献1の方法では、検体を伝送線路上に制御性良く滴下するために特別な手段を用いている訳ではないので、量的及び位置的に制御性良く検体を滴下するのは容易ではない。すなわち、滴下された液体状検体は流れやすく広がりやすいので、伝送線路に対する検体の位置及び量を適切に制御するのは容易ではない。

【課題を解決するための手段】
【０００６】
上記課題に鑑み、本発明の検査装置は、30GHz以上30THz以下の周波数の領域に含まれる電磁波を伝播させるための伝送線路と、導電性領域と、検体供給手段と、前記検体供給手段と前記導電性領域との間に電界を発生させる手段を有する。ここにおいて、前記導電性領域は、前記伝送線路を伝播する電磁波の電場分布の及ぶ範囲の少なくとも一部を含む部位に配置されている。前記検体供給手段は、前記導電性領域の外部に設けられ、検体を保持し、該検体を前記伝送線路に供給するためのものである。そして、前記検体供給手段に印加する電圧に交流成分を重畳させて前記堆積のレートを変動させ、前記伝送線路を伝播して検出される電磁波の信号の前記変動に対する同期検波により、前記検体供給手段から供給されて前記導電性領域に堆積させられた検体の情報を取得する。
【０００７】
また、上記課題に鑑み、本発明の検査方法は、伝送線路を伝播させられた30GHz以上30THz以下の周波数の領域に含まれる電磁波を検出して、伝送線路を伝播する電磁波の電場分布の及ぶ範囲の少なくとも一部を含む部位にある導電性領域に堆積された検体の情報を取得する検査方法である。ここにおいて、検体を保持して該検体を前記伝送線路に供給するための検体供給手段から検体を供給し、前記検体供給手段と前記導電性領域の間に電界を発生させて前記供給される検体を前記導電性領域に堆積させる際に、前記検体供給手段に印加する電圧に交流成分を重畳させて前記堆積のレートを変動させ、前記伝送線路を伝播して検出される電磁波の信号の前記変動に対する同期検波により、検体の情報を取得する。
【発明の効果】
【０００８】
本発明の検査装置及び方法によれば、供給される検体を静電気力によって導電性領域に選択的に堆積させるため、所望領域への検体の供給量及び堆積位置を比較的制御性良く調整できる。従って、検体の定量的な情報の取得（検出・検査・測定など）でも、再現性良く行うことができる。
【発明を実施するための最良の形態】
【０００９】
以下に、本発明の実施形態を説明する。本発明の一実施形態の検査装置は、テラヘルツ波供給部、テラヘルツ波検出部、及びテラヘルツ波供給部とテラヘルツ波検出部にテラヘルツ波を結合させる結合部と結合部間でテラヘルツ波を伝播させる伝送線路を有する。前記テラヘルツ波供給部と結合部は、上記電磁波供給手段を構成し、前記テラヘルツ波検出部と結合部は、上記電磁波検出手段を構成する。また、本検査装置は、検体を空間に飛来させて供給する検体供給手段と、検体を静電気力によって収束させながら導電性領域（例えば、伝送線路の信号線となる金属部分）にのみ選択的に堆積させる堆積手段を更に有する。こうした構成により、例えば、前記電磁波供給部から供給され電磁波結合部を介して伝送線路を伝播するテラヘルツ波の、検体の堆積量や成分による伝播状態の変化を前記電磁波検出部により取得することで、検体を検査、検出することができる。
【００１０】
本実施形態では、前記堆積手段は、前記検体供給手段の検体を保持する部分と前記導電性領域の間に電圧を印加して電界を発生させる手段を有し、これにより検体を静電気力によって収束させながら導電性領域にのみ選択的に堆積させる。また、検体の供給ないし飛来状態を前記導電性領域に収束させるために前記検体供給手段の検体を保持する部分と前記導電性領域の間に、適当な電圧が印加されたコリメータ電極を更に設けてもよい。また、前記導電性領域上に検体が堆積されたときの乾燥状態を制御するために、検体が供給される空間及び前記導電性領域を囲む空間の湿度を調整する湿度制御手段を更に設けてもよい。
【００１１】
検体を空間に飛来させながら供給するには、次の様な手段を採り得る。検体を液体状検体にして保持する細い管状の収容部であるキャピラリと、検体を付着させる基板との間にkV

オーダーの高電界を印加する手段を用いることができる。また、前記キャピラリに超音波を与えたり、インクジェット方式の様に微小孔を通して加熱またはピエゾ効果によって液体状検体を吐出することで、微小液滴として放出する手段を好適に用いることもできる。更に、キャピラリと、検体を堆積させたい導電性領域との間に静電界が印加されていれば、静電気力により検体を選択的に付着させることができる。このとき、付着させたい基板の近傍にリング状の電極を、誘電体カバーを施した状態で、設置し、中間電界を印加すれば、検体の飛来を適切に規制するコリメータ電極として作用させることができる。

【００１２】

伝送線路型センサーでは、信号線が金属で構成され、周囲は誘電体になっているため、前記導電性領域としての信号線部分、すなわち感度の高い領域（伝播するテラヘルツ波と検体が強く相互作用する領域）に、しかも一定の領域にのみ検体を堆積させられる。このとき、時間経過とともに、検体の堆積が高さ方向にだけ変化するため、定量評価が可能となる。

【００１３】

図1を用いて本発明の一実施形態を更に詳しく説明する。図1において、20はマイクロストリップ型の伝送線路型テラヘルツセンサーチップ、21は検体塗布装置を示している。ここでは、検体塗布方法として、伝送線路のセンサー部分、すなわちテラヘルツ波伝播用の伝送線路の信号線3の一部分に選択的にほぼ乾燥状態で検体を塗布できるエレクトロスプレーデポジション法（特開2001-281252号公報参照）が好適に用いられる。ここで、検体が溶解した溶液をキャピラリ7に入れておき、キャピラリ7内の溶液中のキャピラリ電極17に接続された電源9及び信号線3を所定の電位に置く電源11を制御する。これにより、信号線3とキャピラリ電極17の間に電界が印加されてスプレー状に溶液が噴霧される。このとき、環状のコリメータ電極6に接続された電源10で溶液の噴霧が必要以上に拡散しない様に制御しておく。こうして、検体分子が溶解した液滴が符号8で示す矢印の様に走行する間に液体が蒸発して乾燥し、ほぼ乾燥した溶質部分が金属部分である信号線3にのみ選択的に付着して符号16で示す様に堆積することになる。検体分子が溶解した液滴は体積に比して表面積が大きいので、飛来中に液体の蒸発が促進されて乾燥することになる。

【００１４】

この際、基板1上のグランドプレーン13上に形成され、伝送線路であるマイクロストリップ線路を構成する誘電体2は絶縁性であるため、エレクトロスプレーに対するマスクの役割を果たし、ここには殆ど検体は付着しない。そのため、必要最小限の検体を制御性且つ効率良くセンサー部分に塗布することができる。また、付着したときにはほぼ乾燥しているために、テラヘルツ波の測定と検体の塗布を同時に並行して行いながら、伝送線路を伝播するテラヘルツ波の伝播状態の時間変化を取得することができる。更に、検体の堆積領域は信号線3とコリメータ電極6で規定できるため、時間に対する検体の堆積量は厚さ方向だけがパラメータになり、検体の定量測定でも可能となる。上記乾燥状態を制御するために、装置の全体を恒温・恒湿に保つ機構を付加してもよい。

【００１５】

本実施形態の伝送線路型テラヘルツセンサーチップ20の他の構成部分を説明しつつ、テラヘルツセンサーチップ20の動作方法について説明する。図1において、基板1上のGaAs薄膜18上に構成した信号線3とサイド電極4の間隙部にフェムト秒レーザ光14を照射する。このとき、電源11と電源12により間隙部に電界が印加される様にしておけば、この部分は光伝導スイッチ素子として機能して、テラヘルツパルスが発生し信号線3に結合して信号線3を伝搬する。このテラヘルツ波は、もう一方のGaAs薄膜19上において同様に構成された信号線3とサイド電極5からなる光伝導スイッチ素子に到達する。この光伝導スイッチ素子の間隙部に前記フェムト秒レーザ光を分岐したレーザ光15を同期させて照射することで、テラヘルツ波の信号を電流として検知することができる。ここで、信号線3上に堆積した検体分子16の性状や厚さなどに応じて生じる信号変化を解析して、検体の分析等の情報の取得を行うことができる。

【００１６】

本実施形態の装置全体を図2に示した。フェムト秒レーザ装置32から発生したパルス幅100fsec、中心波長800nmの光は、ビームスプリッタ38で2つに分岐され、一方はチョッパー37で変調され、ミラー39、レンズ31を通してセンサーチップ20のテラヘルツ波発生側ギャップ部に照射される。チョッパー37は発振器36からの変調信号に基づいて駆動され、この変調信号は後述のロックインアンプ33にも供給される。もう一方の光は、遅延器（Delay line）30を介し、同じくミラー39、レンズ31を通してセンサーチップ20のテラヘルツ波検出側ギャップ部に照射される。遅延器30で遅延時間を変化させながら、アンプ35、ロックインアンプ33を介してＰＣ（パーソナルコンピュータ）34により、伝送線路を伝搬してきたテラヘルツ波の信号変化について解析することで、センシングデータ（検体の情報）を得ることができる。

【００１７】

このとき、時間とともに検体分子の堆積量が増大するので、検体分子に対する伝播テラヘルツ波の反応が時間的に変化することになる。この様な時間変化に対して逐次測定を上記の如く行って変化量を解析することにより、検体検査の安定性、信頼性を向上させることもできる。勿論、検体の堆積が終わった後に検体検査を行うこともできる。

【００１８】

以上の実施形態では、エレクトロスプレーデポジション法を用いて検体を目標の導電性領域に塗布して堆積させた。しかし、目標とする導電性領域に収束させて検体を堆積する方法として、インクジェット方式、超音波方式などで検体を吐出して、静電気力を用いて検体を目標の導電性領域に引き寄せる方法を用いることもできる。この場合、吐出部の周り或いは付近に、上記環状電極6の様な電極を配置して、ここに電圧を印加して所望の電界を形成する必要がある。ただし、検体が吐出部から吐出されるエネルギーは前記電界以外の方法で供給されるので、この電圧は上記キャピラリ電極17にかける電圧よりは低くすることができる。

【００１９】

また、上記実施形態では、伝送線路としてマイクロストリップラインを用いたが、伝送線の構造・形態もマイクロストリップラインに限るものではない。ストリップライン、コプレーナストリップライン（図6参照）、コプレーナウェーブガイド、マイクロコプレーナストリップライン、スラブライン、スロットラインなどを用いてもよい。また、検体を堆積させる導電性領域として伝送線路の信号線の一部分を用いたが、伝送線路の近傍に別に形成された導電性領域を用いることもできる。ただし、この導電性領域は、伝送路を伝播する電磁波の電場分布が及ぶ範囲に形成される必要がある。例えば、伝播電磁波の電場分布のピーク値の$1/e^2$以上の電場を有する領域を少なくとも含む部位に導電性領域を設置すれば、検体と電磁波が有効に相互作用を起し、伝送線路を伝播する電磁波に有効に影響を与えることができる。この場合は、この導電性領域の電位を他の電極のように制御する手段を持たせればよい。なお、伝送線路の伝搬特性については、この導電性領域も含んだ形で設計することとなる。

【００２０】

上記実施形態によれば、毎回、所望の量の液体状検体内の検査物質を伝送線路上に一定量だけ塗布するとともに、塗布後すぐに乾燥した状態で計測することもできるので、定量的で信頼性のある測定が可能となる。すなわち、上記の様な方法で堆積させる場合には、微小液滴状になって飛来する間に、溶液であれば溶媒がほぼ蒸発した状態で、溶質が信号線の上に付着することになるので、堆積とともにすぐにテラヘルツ波による測定が可能である。これを利用して、常にテラヘルツ波の信号をモニターしておき、堆積させる時間経過とともにその信号変化についても分析が可能である。こうして、検体の導電性領域上への堆積量の時間変化に応じて、検出されるテラヘルツ波の信号の変化を時間経過に対して連続的若しくは間欠的に複数取得して検体の情報を取得することができる。

【００２１】

こうした検査は、特に高感度が要求される場合や信号強度のドリフトが問題になる場合には、非常に有効なものとなる。この乾燥状態については、周囲の湿度をコントロールして

おいて、半乾燥状態で測定してもよい。また、時間変化をモニターしておき、変化しなくなる、すなわち飽和する傾向が見られる場合、若しくは飽和点が予想できる場合には、検体供給を打ち切ればよく、必要以上の検体を浪費することもなくなる。こうして、時間経過に対する、検出されるテラヘルツ波の信号の変化の割合が小さくなったとき若しくは変化の割合が小さくなることが予想されたときに検体の供給を打ち切る様にできる。

【００２２】

検体を供給する機構に交流電界を重畳させれば、検体の堆積レートが変調されるが、この変化に対して同期検波を行えば、S/N比が高く、ドリフトの影響の少ない検査を実現できる。こうして、前記検体供給手段の検体を保持する部分に印加する電圧に交流成分を重畳させて、検体の前記導電性領域上への堆積のレートを変動させ、この変動との同期検波を行って検体の情報を取得することもできる。

【００２３】

以上述べた様に、本実施形態の検査装置及び方法によれば、供給される検体を静電気力によって導電性領域に選択的に堆積させるため、検体の供給量及び堆積位置を比較的制御性良く調整できる。また、液滴状の検体を飛来させ、静電気力によって伝送線路の信号線となる金属部分にのみ検体を収束させながら選択的に堆積させることで、ほぼ乾燥した状態で塗布できるため、すぐに測定でき、ドリフトの影響が低減できる。こうして、液体状検体を塗布する場合に乾燥過程の時間が必要でなくなり、リファレンスとの比較をする場合に、時間的なドリフトの影響を回避できて精度の高い検査を実現できる。

【００２４】

これに対して、前記非特許文献1の方法では、液体状検体を伝送線路基板などに滴下し乾燥させた時、析出した検体の厚さが不均一になりやすい。また、液体状検体は滴下の度に液滴の広がり方が異なるため、テラヘルツ波との相互作用体積が毎回異なり、再現性に乏しく、定量的な測定は容易ではない。例えば、充分乾燥する前に伝送線路を乱暴に扱うと液滴が流れ落ちてしまい、その結果、検体とテラヘルツ波の相互作用体積が変化してしまいやすい。また、非特許文献1の方法では、液滴の滴下位置が測定ごとに一定しないため、やはり測定の再現性に乏しくなる。更に、液体状検体を滴下して乾燥させるまでに或る一定の時間が必要であり、検体のないときのリファレンスと比較して微小な変化を検出する伝送線路型のテラヘルツ分析装置では、定常値のドリフトなどのために、精度が低下してしまう懸念がある。

【実施例】

【００２５】

以下に具体的な実施例を説明する。ここで述べる材料や寸法、駆動条件などは一例であり、実施例に述べたものに限定するものではない。

【００２６】

（実施例1）

本発明の第1の実施例を図1に沿って説明する。本実施例は前記実施形態に準拠する構成を有する。

【００２７】

図1に示す本実施例において、1はSi基板、13はグランドプレーンとなるTi/Au電極、2は誘電体としてのBCB（商品名：ベンゾシクロブテン）である。また、18、19は、GaAs基板上に低温でMBE法によりエピタキシャル成長したLT-GaAs膜（厚さ2μm）を、そのGaAs基板を除去して光伝導膜として転写したものである。BCB2の厚さは3μm、伝送線路の信号線3となるTi/Au電極は幅5μmである。信号線3とサイド電極4、5との間にそれぞれ形成した間隙（ギャップ）は5μmとする。

【００２８】

テラヘルツ波発生側のギャップ部には、電源11と電源12の電位差により10Vの電圧が印加される様に制御し、ここに10mWのレーザ光14を照射する。一方、テラヘルツ波検出側のレーザ光15は5mWとする。このとき、信号線3上に検体16が堆積されるにつれて、検出側で検出されるテラヘルツ波の時間波形は図3(a)の模式図に示す様なものとなる。典型的には、

パルスの半値全幅が6psec、ロックインアンプ33の出力でピーク値は100mV程度、S/Nとしては1000程度となった。このときの測定系全体のシステムは図2に示した様なもので、上記実施形態のところで説明した通りである。

【００２９】

ここで、例えば、たんぱく質の検体としてアビジンの塗布をエレクトロスプレーデポジション法で信号線3に行なう。アビジン水溶液（濃度10mg/ml）をキャピラリ7に注入し、キャピラリ電極17と信号線3の間に3kV程度の高電圧を印加する。コリメータ電極6には電源10から0.5kVを印加し、電極6近傍或いはその上には不図示のテフロン（登録商標）などを設けて電極6をシールドすることで、余分な検体が電極6上に付着しない様にしている。検体の信号線3上への塗布スピードは、検体の溶液の濃度、キャピラリ電極17と信号線3の間の印加電圧などに依存している。このとき、信号線3以外のBCB2上には、これが絶縁体であるために、殆ど検体が堆積せず、検体16は図1に示す様に選択的に信号線3上に塗布されることになる。

【００３０】

検体のない状態から、この様に検体16を堆積させながら伝播テラヘルツ波を測定すると、同じく図3(a)に示した様に矢印の方向に、すなわち振幅が小さく時間遅延が大きくなる方向に検出パルスが変化する。検体の塗布を開始してから、検体の供給時間と検出パルスの時間シフト量をプロットすると、図3(b)の様になり、或る時間で飽和する傾向となる。検体の溶液の濃度やキャピラリ電極17と信号線3の間の印加電界が一定の場合には、アビジンの性状、すなわち正常状態か熱変性を受けたものかによって、このシフトのレートが異なるためにこの性状を検知できる。一方で、同一のアビジンであっても濃度によって塗布スピードが異なって上記シフトのレートが変わるために、未知のアビジン溶液の濃度を知ることができる。予めデータベース化しておけば、アビジンの絶対量を知ることもできる。

【００３１】

同様に、各種生体関連分子のデータベースを取得しておけば、上記シフト量や振幅減衰量から検体の分析を行うことができる。また、図4の様に特徴的な吸収スペクトル40が存在する検体（シトシンなど）においては、堆積された検体に対するテラヘルツ波の透過率の周波数スペクトルについて、時間変化を観察する。すると、検体塗布量に応じて吸収が増大して吸収スペクトルもはっきり分かる様になる。

【００３２】

この様な時間変化を測定する分析法を用いれば、飽和点若しくは違いが検知できた時点で検体の塗布を終了すればよいので、必要最小限の検体量で検査することができる。また、安定性、信頼性の高い定量評価を行うことができる。このときに、検体の乾燥状態を安定にするために、湿度を制御するボックス内で評価を行ってもよい。

【００３３】

以上の様な方法で塗布する検体分子が或る方向に分極を持っている場合には、静電引力で信号線3上に検体が堆積させられる際に、分極の方向が揃って配向性を保つことができる。その場合には、伝送線路を伝播するテラヘルツ波と検体との相互作用が強まって、検査の感度を向上させる効果がある。

【００３４】

（実施例2）

本発明による第2の実施例を図5に示す。センサーチップ20及び検体塗布装置21については実施例1と同様で、実施例2は駆動方法に特徴を持たせたものである。図5において、図1と同じ部分は、一部を除いて、図番を省略してある。

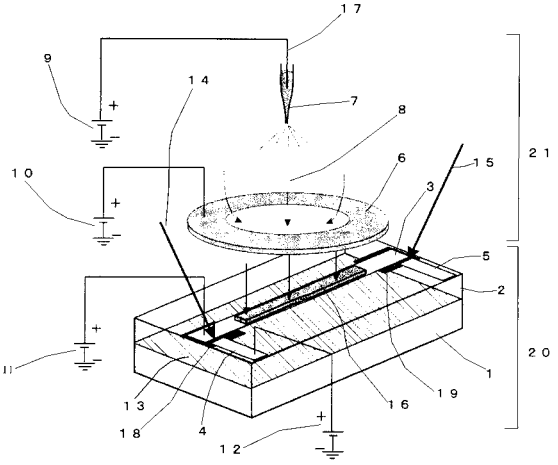
【００３５】

本実施例では、キャピラリ7に電圧印加する電極17は、変調可能な電源50に接続されている。変調に関しては、例えば、印加電圧3kVによる静電界に対して、±200Vで100Hzの信号を重畳する様な駆動を行う。この場合、導電性領域である信号線3への検体分子16の塗布量の変調が行われる。従って、検出側において100Hzに対して同期検波を行えば、伝送線

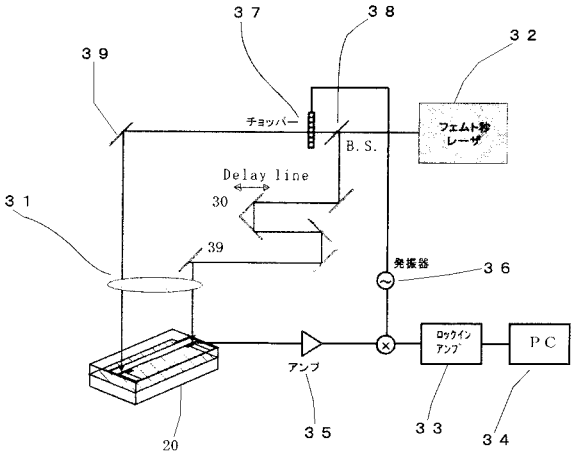
路型センサーが予め有しているドリフトなどによるノイズ成分を除去することができる。
【００３６】
この結果、図3で説明した様なパルス信号の遅延時間シフトやピーク振幅変化の時間変化を取得する際に、精度を向上させることができる。
【００３７】
（実施例3）
本発明による第3の実施例は、図6に示す様にコプレーナストリップ線路に適用したものである。図6において、石英基板60の上には、幅10μmで間隔が16μmの2本線のTi/Au電極から成る線路62が形成され、その表面には更に誘電体となるBCB61が形成してある。LT-GaAs薄膜65、66は実施例1と同様に転写されているが、本実施例では前記2本の線路62を跨ぐ様に線路62の上面にボンディングされている。表面に形成したBCB61には、検体が堆積されるべき領域63が形成されており、窓開けされて電極62が露出している。また、各電極62のところには、電源67、68を接続するための領域（不図示）が窓明けして形成してある。検体が堆積されるべき線路62の領域の正確な確立という点では、若干劣ることになるが、誘電体のBCB61は省略することもできる。
【００３８】
本実施例のチップでも電源67、68の制御により2つの線路62間にDC電圧を10V印加し、レーザ光照射でテラヘルツパルスが発生することは上記実施例と同様である。GaAs薄膜66の検出器側では、発生側で印加した上記DC電圧をカットするために、ハイパスフィルタ（不図示）を介して高周波信号成分のみを検出する様な回路構成にしている。
【００３９】
検体64の塗布に関しては、実施例1と同様にキャピラリ部72の電源69と信号線62との間の電界で制御するが、3kV程度の高電圧を印加するため、電源67と電源68の電位差10Vは検体のスプレーにおいて影響はあまりない。また、図6の構成では、表面に形成したBCB61のため、窓63以外の領域には検体が殆ど塗布されない。勿論、電源70から0.5kV程度の電圧が印加されたコリメータ電極71も、このことに寄与している。
【００４０】
ここで、本実施例において、54kベースのプラスミドDNAを塗布させた。このとき、通常の2本鎖のものに比べて、熱解離により1本鎖にしたものが、同じ濃度1μg／μlに対してシフト量の時間変化が大きい傾向が得られ、構造の違いを分析することができる。この効果を用いれば、或る特定の病理診断において、型となる相補的塩基配列をもつDNAを用意しておいて、採取したDNAと反応させて2本鎖ができた場合にその配列が存在することが分かる。そのため、臨床診断装置として用いることができる。
【００４１】
本実施例におけるコプレーナストリップ線路62では、表面への伝播テラヘルツ波の電界の染み出し成分が多くなるので、検体64と伝播テラヘルツ波の相互作用がより大きくなり、実施例1の場合に比べて感度が高くなるという特徴がある。
【００４２】
以上に述べてきた実施例では、特定の検体の分析事例について述べてきたが、予めデータベースを構築しておいて、医療用のたんぱく質やDNAの臨床診断・検査装置、薬剤の精製・作用の分析装置などに広く利用することができる。
【図面の簡単な説明】
【００４３】
【図１】本発明の実施形態及び第1の実施例に係る伝送線路（マイクロストリップ）型センサーを用いた検査装置の斜視図。
【図２】本発明の検査装置の光学配置例を示す図。
【図３】本発明の検査装置におけるセンシング信号の例を説明する図。
【図４】本発明の検査装置におけるスペクトルの例を説明する図。
【図５】第2の実施例に係る伝送線路（マイクロストリップ）型センサーを用いた検査装置の斜視図。

【図６】第3の実施例に係る伝送線路（コプレーナストリップ線路）型センサーを用いた検査装置の斜視図。
【図７】従来例を説明する図。
【符号の説明】
【００４４】
2、61‥伝送線路（誘電体）
3、62‥伝送線路（信号線）
3、62‥導電性領域（信号線）
4‥電磁波供給手段（電極）
5‥電磁波検出手段（電極）
6、71‥コリメータ電極
7、72‥検体供給手段（キャピラリ）
9、50、69‥堆積手段（電源、変調電源）
11、12、67、68‥電磁波供給手段（電源）
13‥伝送線路（グランドプレーン）
14‥電磁波供給手段（レーザ光）
15‥電磁波検出手段（レーザ光）
16、64‥検体（検体分子）
17‥堆積手段（キャピラリ電極）
18、65‥電磁波供給手段（光伝導膜）
19、66‥電磁波検出手段（光伝導膜）

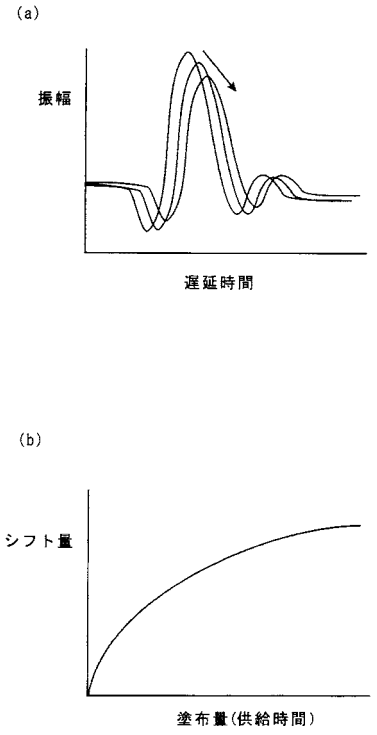
【図１】



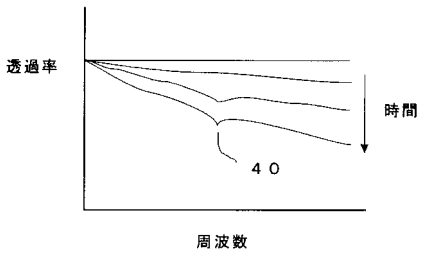
【図２】



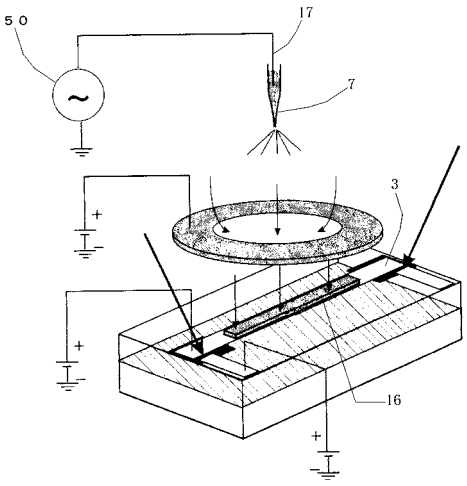
【図３】


(a)
振幅
遅延時間
(b)
シフト量
塗布量(供給時間)

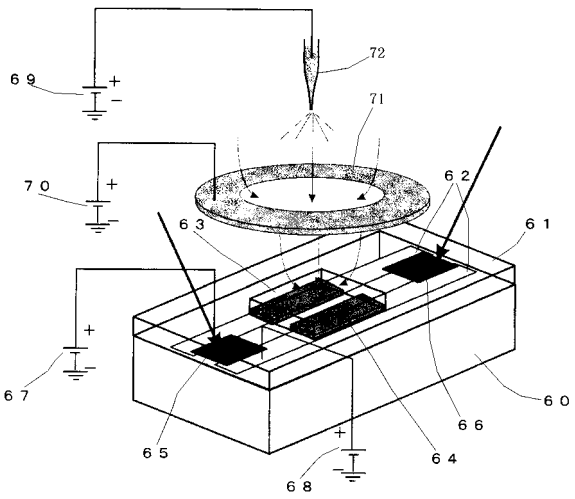
【図４】


透過率
時間
４０
周波数

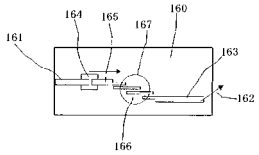
【図５】


５０
17
7
3
16

【図６】


６９
72
71
７０
６２
６３
６１
６７
６０
６６
６５
６４
６８

【図７】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開２００５－０１７６４４（ＪＰ，Ａ）
特開２００１－２８１２５２（ＪＰ，Ａ）
特開平０５－１４２１０７（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ｇ０１Ｎ　２１／３５