

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-168038

(P2008-168038A)

(43) 公開日 平成20年7月24日(2008.7.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 0 6 1
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 E	4 C 6 0 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 F	

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2007-5679 (P2007-5679)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成19年1月15日 (2007.1.15)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	五十嵐 誠
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 HH51 WW15
			4C601 EE06 FE01 GA03 GB17 HH04
			LL40

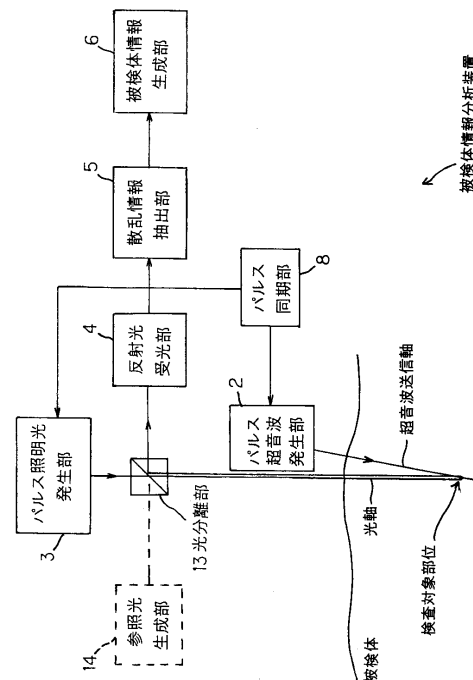
(54) 【発明の名称】 被検体情報分析装置、内視鏡装置及び被検体情報分析方法

(57) 【要約】

【課題】被検体における検査対象部位の光の散乱情報を含む被検体の特性情報を取得するのに適した被検体情報分析装置、内視鏡装置及び被検体情報分析方法を提供する。

【解決手段】パルス超音波発生部2は、所定の超音波送信軸に沿って被検体にパルス超音波を発生し、パルス照明光発生部3は、超音波が伝達される被検体内における検査対象部位に到達するタイミング近傍でパルス照明光を発生する。検査対象部位を経て反射光受光部4で受光された受光信号に基づき、検査対象部位に対する光の散乱情報が散乱情報抽出部5で抽出され、さらに被検体情報生成部6により、検査対象部位に対応する被検体の特性情報が生成される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

所定の超音波送信軸に沿って被検体に対してパルス超音波を発生可能なパルス超音波発生手段と、

前記パルス超音波発生手段によって発生された前記パルス超音波が前記被検体内における検査対象部位に到達する位置に対してパルス照明光を発生可能とするパルス照明光発生手段と、

前記検査対象部位から反射されるパルス照明光を受光可能に設けられた反射光受光手段と、

前記反射光受光手段で受光された受光信号に基づき、前記検査対象部位における光の散乱情報を抽出する散乱情報抽出手段と、

前記散乱情報抽出手段によって抽出された光の散乱情報に基づき、前記パルス照明光が到達した前記検査対象部位に対応する前記被検体の特性情報を生成する被検体情報生成手段と、

を具備したことを特徴とする被検体情報分析装置。

【請求項 2】

さらに前記パルス超音波及び前記パルス照明光の発生を所定のタイミングに同期させるパルス同期手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 3】

前記パルス同期手段は、前記パルス超音波が前記検査対象部位に到達するタイミングに、前記パルス照明光が前記検査対象部位に到達するように同期させることを特徴とする請求項 2 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 4】

前記超音波送信軸と前記パルス照明光が照射される光軸とは、略同軸状に設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 5】

前記反射光受光手段は、前記検査対象部位におけるパルス超音波により周波数変調されたパルス照明光を受光することを特徴とする請求項 1 から 4 の何れかの請求項に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 6】

前記散乱情報抽出手段は、前記反射光受光手段で受光された受光信号に基づく位相情報から、前記検査対象部位における光の散乱情報を抽出することを特徴とする請求項 1 から 4 の何れかの請求項に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 7】

前記反射光受光手段は、前記検査対象部位から反射されたパルス照明光を前記パルス照明光発生手段により発生されたパルス照明光と干渉させた干渉光を受光することを特徴とする請求項 1 から 6 の何れかの請求項に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 8】

さらに前記パルス超音波発生手段及び前記パルス照明光発生手段を少なくとも 1 次元的に走査する走査手段を有することを特徴とする請求項 1 から 7 の何れかの請求項に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 9】

前記パルス同期手段は、前記パルス超音波及び前記パルス照明光の発生のタイミングに同期して、前記パルス超音波発生手段及び前記パルス照明光発生手段を走査する走査手段の走査タイミングの制御を行うことを特徴とする請求項 2 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 10】

さらに前記パルス超音波を所定の位置に収束するパルス超音波収束手段を有することを特徴とする請求項 1 から 9 の何れかの請求項に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 11】

さらに前記パルス照明光を所定の位置に収束するパルス照明光収束手段を有することを

10

20

30

40

50

特徴とする請求項 1 から 10 の何れかの請求項に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 12】

前記光の散乱情報は、前記検査対象部位の複素屈折率の実部に相当する情報であることを特徴とする請求項 1 ないし 11 の何れかに記載の被検体情報分析装置。

【請求項 13】

前記光の散乱情報は、非弾性散乱情報であることを特徴とする請求項 1 ないし 11 の何れかに記載の被検体情報分析装置。

【請求項 14】

所定の超音波送信軸に沿って被検体に対してパルス超音波を発生可能なパルス超音波発生部、前記パルス超音波発生部によって発生された前記パルス超音波が前記被検体内における検査対象部位に到達した位置にパルス照明光を発生可能とするパルス照明光発生部、前記検査対象部位から反射されるパルス光を受光可能に設けられた反射光受光部と、

前記反射光受光部で受光された受光信号から前記検査対象部位における光の散乱情報を抽出する散乱情報抽出部と、

前記散乱情報抽出部によって抽出された光の散乱情報に基づき、前記パルス照明光が到達した前記検査対象部位に対応する前記被検体の特性情報を生成する被検体情報生成部と、

を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 15】

さらに前記パルス超音波とパルス照明光とを所定のタイミングに同期させるパルス同期部

を有することを特徴とする請求項 14 に記載の内視鏡装置。

【請求項 16】

前記光の散乱情報は、前記検査対象部位の複素屈折率の実部に相当する情報であることを特徴とする請求項 14 または 15 に記載の内視鏡装置。

【請求項 17】

前記光の散乱情報は、非弾性散乱情報であることを特徴とする請求項 14 または 15 に記載の内視鏡装置。

【請求項 18】

所定の超音波送信軸に沿って被検体に対してパルス超音波を発生するパルス超音波発生工程と、

前記パルス超音波発生工程によって発生された前記パルス超音波が前記被検体内における検査対象部位に到達した位置にパルス照明光を照射するパルス照明光照射工程と、

前記検査対象部位から反射されるパルス光を受光するパルス光受光工程と、

前記パルス光受光工程で受光された受光信号から前記検査対象部位における光の散乱情報を抽出する散乱情報抽出工程と、

前記散乱情報抽出工程によって抽出された光の散乱情報に基づき、前記パルス照明光が到達した前記検査対象部位に対応する前記被検体の特性情報を生成する被検体情報生成工程と、

を具備したことを特徴とする被検体情報分析方法。

【請求項 19】

前記光の散乱情報は、前記検査対象部位の複素屈折率の実部に相当する情報であることを特徴とする請求項 18 に記載の被検体情報分析方法。

【請求項 20】

前記光の散乱情報は、非弾性散乱情報であることを特徴とする請求項 18 に記載の被検体情報分析方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を利用して被検体を光学的に分析する被検体情報分析装置、内視鏡装

10

20

30

40

50

置及び被検体情報分析方法に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、生体の光断層イメージングを実現するものとして、光CTや光コヒーレンス断層影像法 (Optical Coherence Tomography: 以下OCT)、光音響断層影像法等、様々な技術が提案されている。

光CTは生体内部での光散乱の影響が比較的弱い波長域700nm~1200nmの近赤外光を利用するため、粘膜下数cmまでの生体深部の断層像を得ることができる。

また、干渉を利用したOCTは2mm程度の深さまでの生体断層イメージを高分解能(μm ~十数 μm)かつ短時間で取得することが可能である。OCTは眼科領域での網膜疾患診断において既に実用化されている技術であり、その医学的関心度は非常に高い。

【0003】

光CTは深部の情報は得られるが、空間分解能は数mm程度と非常に低い。一方、OCTは生体粘膜下約2mm以深を観察すること、更に、癌等の腫瘍組織に対して良好な画質を得ることは難しい。

これは、生体深部及び腫瘍組織における、血液の吸収や強い散乱の影響により、光のコヒーレンス性が著しく乱れるためである。

一方、日坂らによる非特許文献1において、超音波と光を生体へ照射し、生体内にてパルス超音波により変調された照射光を検出することにより、粘膜表層以下1cm程度の吸収の光イメージングを試みた例が報告されている。

また、特許文献1の特開2005-224399号公報においても、超音波パルスと光を生体に照射し、生体内にてパルス超音波により変調された照射光を検出することにより、粘膜表層以下の吸収光イメージングを得る装置が開示されている。

【特許文献1】特開2005-224399号公報

【特許文献2】特開2000-197635号公報

【特許文献3】特開2000-88743号公報

【非特許文献1】日坂真樹、杉浦忠男、河田聡、“パルス超音波と光の相互作用を利用した散乱体深部の光断層像観察”、光学29、pp631-634、2000

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、上記特許文献1、特許文献3や非特許文献1の先行例は、あくまで吸収の光イメージングに特化されたものであり、組織の構成や構造の変化から生起される散乱情報を得ようとする技術ではない。

一方、生体組織における腫瘍の癌化に伴う核内クロマチンの濃縮状態や核の空間分布変化といった組織の構造的変化は、特に光散乱特性の変化を引き起こす。このため、癌組織等に関連する組織の構造変化に相関性が高い散乱情報が得られることが望まれる。

なお、組織の構造変化に相関性が高い光散乱情報は、その組織部位における複素屈折率の実部に由来し、一方複素屈折率の虚部は吸収に関連するため、複素屈折率の実部と虚部の変化を捉えることにより、散乱特性及び吸収特性に関する2次元、若しくは3次元情報が得られることになる。

【0005】

一方、特許文献2の特開2000-197635号公報には、生体に超音波を集束するように照射し、かつレーザ等複数の光源から様々な方向から光を照射して、超音波が集束された領域で散乱された光を生体の周囲に配置された複数の検出器で検出することにより、散乱係数と吸収係数を記録する方法が拡散型の波動方程式に基づいて開示されている。

この特許文献2の従来例は、光源及び検出器を複数用いるようにしているので、これらを測定できる状態に設置するための作業に時間がかかる点や、検出器以後での信号処理系において検出器の配置に対応した調整が必要になることが予想される点がある等、ユーザ

10

20

30

40

50

に負担をかける欠点がある。

【 0 0 0 6 】

また、この従来例は、コンパクトな装置を実現することが困難となる欠点がある。つまり、コンパクトな装置を実現するためには、光と超音波とを同軸に近い状態に被検体側に照射することが望まれる。

また、この場合には、光と超音波とが干渉しあう領域が広がるため、検査対象部位のみの情報を高い分解能で抽出することができるような構成にすることが望まれる。

【 0 0 0 7 】

(発明の目的)

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、被検体における検査対象部位の光の散乱情報を含む被検体の特性情報を取得するのに適した被検体情報分析装置、内視鏡装置及び被検体情報分析方法を提供することを目的とする。

【 0 0 0 8 】

さらにコンパクトにでき、分解能の良い状態で被検体における検査対象部位の光の散乱情報を含む被検体の特性情報を取得することが可能な被検体情報分析装置、内視鏡装置及び被検体情報分析方法を提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

本発明に係る被検体情報分析装置は、所定の超音波送信軸に沿って被検体に対してパルス超音波を発生可能なパルス超音波発生手段と、

前記パルス超音波発生手段によって発生された前記パルス超音波が前記被検体内における検査対象部位に到達する位置に対してパルス照明光を発生可能とするパルス照明光発生手段と、

前記検査対象部位から反射されるパルス照明光を受光可能に設けられた反射光受光手段と、

前記反射光受光手段で受光された受光信号に基づき、前記検査対象部位における光の散乱情報を抽出する散乱情報抽出手段と、

前記散乱情報抽出手段によって抽出された光の散乱情報に基づき、前記パルス照明光が到達した前記検査対象部位に対応する前記被検体の特性情報を生成する被検体情報生成手段と、

を具備したことを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

本発明に係る内視鏡装置は、所定の超音波送信軸に沿って被検体に対してパルス超音波を発生可能なパルス超音波発生部、前記パルス超音波発生部によって発生された前記パルス超音波が前記被検体内における検査対象部位に到達した位置にパルス照明光を発生可能とするパルス照明光発生部、前記検査対象部位から反射されるパルス光を受光可能に設けられた反射光受光部と、

前記反射光受光部で受光された受光信号から前記検査対象部位における光の散乱情報を抽出する散乱情報抽出部と、

前記散乱情報抽出部によって抽出された光の散乱情報に基づき、前記パルス照明光が到達した前記検査対象部位に対応する前記被検体の特性情報を生成する被検体情報生成部と、

を具備したことを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

本発明に係る被検体情報分析方法は、所定の超音波送信軸に沿って被検体に対してパルス超音波を発生するパルス超音波発生工程と、

前記パルス超音波発生工程によって発生された前記パルス超音波が前記被検体内における検査対象部位に到達した位置にパルス照明光を照射するパルス照明光照射工程と、

前記検査対象部位から反射されるパルス光を受光するパルス光受光工程と、

前記パルス光受光工程で受光された受光信号から前記検査対象部位における光の散乱情

10

20

30

40

50

報を抽出する散乱情報抽出工程と、

前記散乱情報抽出工程によって抽出された光の散乱情報に基づき、前記パルス照明光が到達した前記検査対象部位に対応する前記被検体の特性情報を生成する被検体情報生成工程と、

を具備したことを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、被検体における検査対象部位の光の散乱情報を含む被検体の特性情報を、高い空間分解能で取得可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0014】

図1から図5は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の被検体情報分析装置の基本的な構成をブロック図で示し、図2は検体情報分析装置の実施例1の光イメージング装置の全体構成を示し、図3は超音波の収束点近傍で光がドップラシフトする様子を示し、図4は動作内容をフローチャートで示し、図5は本実施例の動作説明用タイミングチャートを示す。

図1に示すように本発明に係る検体情報分析装置は、所定の超音波送信軸に沿って被検体内に対して超音波を伝達させるように超音波を発生可能とするパルス超音波発生部2と、このパルス超音波発生部2から発生される前記パルス超音波が伝達される被検体内における検査対象部位に到達するようなタイミングでパルス照明光（以下、パルス光と略記）がその検査対象部位に到達するようにパルス光を発生するパルス照明光発生部（以下、パルス光発生部と略記）3とを有する。この場合、パルス光の光軸は、超音波送信軸と同軸に近い角度以内の状態に設定されている。

【0015】

また、この検体情報分析装置は、パルス光発生部3により発生されたパルス光が前記検査対象部位で反射されたパルス光を受光可能とするように、パルス光発生部3（或いはパルス超音波発生部2）側に配置された反射光受光部4と、この反射光受光部4で受光された受光信号から周波数情報や位相情報を抽出することにより、前記検査対象部位の複素屈折率の少なくとも実部に相当する散乱情報を抽出する散乱情報抽出部5とを有する。また、この散乱情報抽出部5の散乱情報は、この検査対象部位に対応する被検体の特性情報を生成する被検体情報生成部6により、被検体の特性情報が生成される。

なお、図1においては、反射光受光部4は、検査対象部位で反射されたパルス光を、光分離部（若しくは光分岐部）13を介して受光する構成例で示している。

【0016】

また、図1の場合における実線は、検査対象部位においてドップラシフトしたパルス光を受光して散乱情報を抽出する場合の代表的な構成例を示している。

一方、反射光受光部4が、位相情報を受光する場合には、図1の点線で示す参照光生成部14により生成された参照光と干渉された干渉パルス光を受光する構成が代表的な例となる。なお、ドップラシフトしたパルス光を受光する場合にも、参照光と干渉させて検出することもできる。

また、上記のようにパルス超音波が検査対象部位に到達するようなタイミングでパルス光が検査対象部位に到達するようにパルス超音波とパルス光との発生を同期させる等、所定のタイミングに同期させるパルス同期部8とを有する。なお、パルス同期部8は、パルス超音波若しくはパルス光の発生のタイミングを受けて、他方のパルス光若しくはパルス超音波の発生（或いは照射）のタイミングを同期させるようにしても良い。

【0017】

また、図1の場合には受光信号から電氣的に周波数情報による散乱情報を抽出する構成

10

20

30

40

50

の場合で示しているが、後述する変形例（例えば図 7）のようにドップラシフトしたパルス光を光学的な周波数情報抽出部となる分光装置等で抽出しても良い。

この場合には、光学的な周波数情報抽出部は、反射光受光部 4 で受光される前のドップラシフトしたパルス光からその周波数情報（ドップラシフトした周波数成分）を抽出することになる。

また、被検体情報生成部 6 は、被検体の検査対象部位を例えば 2 次元或いは 3 次的に走査し、各位置における散乱情報等を画像化して表示するための画像形成部を有する。

図 1 に示すように本被検体情報分析装置は、同軸に近い状態でパルス超音波とパルス光とを被検体の検査対象部位側に対して照射すると共に、検査対象部位で反射されたパルス光もパルス光を照射する光路を略兼用して反射光受光部 4 で受光する構成となる。

10

【0018】

従って、コンパクトな構造でこの被検体分析装置を実現できる。また、パルス同期部 8 により、パルス超音波とパルス光とを同期させることができ、分解能の良い散乱情報を取得できる。

図 2 に示す光イメージング装置 1 J は、収納容器となるユニット 1 1 内にパルス光を発生するパルス光発生部 3 としてのパルス光源装置 3 c を有する。このパルス光源装置 3 c により発生されたパルス光は、光分離部 1 3 としてのハーフミラー 1 3 a に入射され、透過するパルス光と、反射するパルス光に分かれる。

このハーフミラー 1 3 a を透過したパルス光は、レンズ枠 3 7 に取り付けられたコリメートレンズ（若しくは集光レンズ）3 8 を経て収束され、例えば超音波トランスジューサ 2 a に設けた開口 1 5 を通って被検体としての生体組織 7 に照射される。

20

また、このコリメートレンズ 3 8 の光軸 O とその超音波送信軸 O u とが略同軸に近い関係、ここでは一致する同軸関係となるように、ユニット 1 1 の端面等にパルス超音波を発生するパルス超音波発生部 2 を形成する超音波トランスジューサ 2 a が取り付けられている。なお、この超音波トランスジューサ 2 a には、超音波収束手段としての音響レンズ 1 6 が設けてある。

【0019】

そして、この図 2 に示すように生体組織 7 に照射されたパルス光は、収束点 F の近傍領域 R 1 付近においてその一部が光軸 O 方向に散乱され、その際、近傍領域 R 1 付近に到達しているパルス超音波によりドップラシフトしたパルス光となり、コリメートレンズ 3 8 側に戻る。

30

このコリメートレンズ 3 8 側に戻ったパルス光は、ハーフミラー 1 3 a で一部が反射され、反射光受光部 4 となる光検出器 4 a にて受光される。

また、上記ハーフミラー 1 3 a で反射されたパルス光は、参照パルス光となり、参照光路上に対向するように配置された参照光生成部 1 4 となる参照ミラー 1 4 a で反射されて再びハーフミラー 1 3 a に入射される。そして、入射された参照パルス光の一部がハーフミラー 1 3 a を透過する。

【0020】

この際、ドップラシフトしたパルス光と混合（干渉）された状態で光検出器 4 a で受光されることになる。

40

また、本実施例は、超音波トランスジューサ 2 a を駆動するパルスが発生するパルス発生器 2 1 を備える。このパルスは、パワーアンプ 2 2 により増幅されて超音波駆動パルスとなり、パワーアンプ 2 2 により増幅された後、超音波トランスジューサ 2 a に印加される。

【0021】

そして、この超音波トランスジューサ 2 a からのパルス超音波は、音響レンズ 1 6 により収束されながら例えば水 3 6 に浸漬された生体組織 7 側に送信される。

また、パルス発生器 2 1 のパルスは、パルス同期部 8 を構成するパルス同期制御回路 8 a に入力され、パルス同期制御回路 8 a は、遅延量（ディレイ量）を可変設定できるディレイ回路 4 7 を介してパルス光源装置 3 c のパルス光の発生のタイミングを制御する。

50

つまり、パルス同期制御回路 8 a は、後述するようにパルス超音波が検査対象部位となる収束点 F の近傍領域 R 1 に到達するタイミングにパルス光もこの近傍領域 R 1 に到達するように同期制御する。

【0022】

また、パルス同期制御回路 8 a は、ユニット 1 1 をスキャニング（走査）する走査部としてのスキャニング装置 4 9 に制御信号等を送る。スキャニング装置 4 9 は、ユニット 1 1 を例えば、図 2 における x、y 方向、或いは x、z 方向に 2 次元的、或いは x、y、z 方向に 3 次元的にスキャニングをする。そして、2 次元、或いは 3 次元の被検体情報を生成し、生成した被検体情報を表示等する。なお、2 次元、3 次元のスキャニングに限定されるものでなく、少なくとも 1 次元的にスキャニングするものでも良い。

10

なお、コリメートレンズ 3 8 が取り付けられたレンズ枠 3 7 は、ユニット 1 1 における図示しない枠体に保持されてレンズ保持部 2 6 が形成され、ユーザは、このレンズ保持部 2 6 に設けられた例えば摘み 2 6 e を回動することによりレンズ枠 3 7 と共にコリメートレンズ 3 8 を光軸 O と直交する方向 C に移動可能にしている。

【0023】

また、ユニット 1 1 には超音波を収束する音響レンズ 1 6 が取り付けられた可動枠体 4 0 を保持するトランスジューサ保持部（音響レンズ保持部）2 7 も設けられている。そして、ユーザは、例えば摘み 2 7 e を回動することにより、可動枠体 4 0 と共に音響レンズ 1 6 を超音波送信軸 O u と直交する方向 D に移動可能にしている。このようにして、光軸 O と超音波送信軸 O u とが一致する状態に調整できる構造にしている。

20

また、レンズ枠 3 7 は、ユニット 1 1 側に設けた図示しない筒体と嵌合し、光軸 O の方向 C' に移動可能にして、パルス光が収束する焦点位置 F o を調整できるようにしている。そして、超音波が収束する収束点 F の位置にパルス光をフォーカスするように調整することができる。つまり、コリメートレンズ 3 8 及びレンズ枠 3 7 は、照明光が照射される照射位置調整部を形成している。

【0024】

なお、超音波トランスジューサ 2 a 及び音響レンズ 1 6 が取り付けられた可動枠体 4 0 を超音波送信軸 O u 方向に移動可能な構成にして、超音波の収束点 F の位置を調整できる超音波焦点調整部を形成しても良い。

そして、本実施例においては、図 2 に示すようにコリメートレンズ 3 8 によりパルス光がフォーカスされた位置に、超音波がフォーカスする状態に設定できる。このような構成にすることにより、空間分解能が高く、かつ S/N が高い散乱情報を抽出することができるようにしている。

30

反射光受光部 4 を構成する光検出器 4 a の出力信号は、周波数情報抽出部或いは散乱情報抽出部 5 を構成するスペクトルアナライザ等の信号処理回路 5 c に入力される。

【0025】

この信号処理回路 5 c により周波数情報として、ドップラーシフト成分の周波数情報が抽出される。そして、この周波数情報から、生体組織 7 の収束点 F の近傍領域 R 1 での複素屈折率における実部に相当する散乱情報が抽出される。

抽出された散乱情報は、被検体情報生成部 6 を構成する例えばパーソナルコンピュータ（PC と略記）6 a に入力され、PC 6 a 内部のメモリ等にスキャニング位置の情報と共に、ストックされる。また、PC 6 a は、散乱情報を画像化する等することにより、被検体情報が生成され、生成された被検体情報は、PC 6 a を構成する或いはその外部の出力信号表示装置 1 0 により表示される。

40

なお、信号処理回路 5 c と PC 6 a とは、散乱情報の抽出と被検体情報とをそれぞれ別々に行う構成に限定されるものでなく、一方のみで両方の機能を行う構成でも良い。また、周波数情報抽出部は、散乱情報抽出部 5 の 1 つの形態と考えることもできる。

【0026】

図 3 は、収束点近傍領域 R 1 において光が超音波によりドップラーシフトする様子の説明図を示す。ここでは、光軸 O が超音波送信軸 O u に対して角 θ 傾いた状態で示している

50

。光の周波数を f_s 、音波の波長を λ 、生体組織 7 内部での超音波の伝達速度を V 、生体組織 7 の屈折率 n_1 、超音波による近傍領域 R 1 での屈折率変化を Δn とする。

なお、生体組織 7 は、より厳密にはその複素屈折率 $m (= m_r + i m_i)$: ここで、 m_r : 複素屈折率の実部、 m_i : 複素屈折率の虚部) が超音波の照射によって、その実部と虚部が変化するが、本実施例のように光の周波数に対して、その一次の変化分 (ドップラーシフト周波数分) を検出する場合にはその実部の変化分を検出することになる。つまり、上記屈折率変化 Δn は、複素屈折率を用いて表した場合における実部 m_r の変化分 Δm_r に相当する。

【0027】

このため、ドップラーシフトに関係する本実施例等においては、屈折率としてより広く用いられている符号 n を用いた表記法を採用する。

近傍領域 R 1 で散乱されて入射側に戻る光の周波数は、図 3 に示すように

$$f_s - \Delta f = f_s - 2 V \cos \theta (n_1 + \Delta n) / \lambda \quad (1)$$

となる。そして、この (1) 式の第 2 項のドップラーシフト分 Δf を検出することになる。

【0028】

なお、図 2 に示すように光軸 O と超音波送信軸 O u とを一致させた状態の場合には、 θ は 0 となり、 $\cos \theta = 1$ となる。

【0029】

次に本実施例の動作を説明する。まず、光検出器 4 a による信号検出の説明を行う。超音波トランスジューサ 2 a から出射される超音波は、周期的に振動する粗密波として生体組織 7 の内部を伝播する。図 3 に示すように音圧が高くなる超音波収束領域では、音圧による生体構成物質 (散乱体、吸収体) の空間的な密度変化により、音圧が密な部分では屈折率変動 Δn が大きく誘起されると考えられる。逆に、粗な部分では、物質の密度変化が小さい。

一方、音圧が密な部分に光が照射されると、屈折率変化部において強いフレネル反射が起こる。つまり、音圧が密な部分はミラーとしての機能を持つ。この場合、屈折率変化部は、時間と共に超音波の伝搬方向に移動するため、反射光の周波数は Δf だけ、ドップラーシフトする。

【0030】

図 2 に示したようなマイケルソン干渉計を形成した光イメージング装置 1 J の場合には、光検出器 4 a に入射される参照ミラー 1 4 a 側の電場 $E_r(t)$ と観測光側の電場 $E_o(t)$ は、それぞれ (2) 及び (3) 式で表される。

$$E_r(t) = E_r \exp i \{ 2\pi f_s t - k_o (D_1 + 2n_0 L_1 + D_2) \} \quad (2)$$

$$E_o(t) = E_o \exp i \{ 2\pi (f_s - \Delta f) t - k_o (D_1 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2n_1 z + D_2) \} \quad (3)$$

ここで、図 2 に示すように D_1 は、パルス光源装置 3 c とハーフミラー 1 3 a 間の距離、 D_2 は、ハーフミラー 1 3 a と光検出器 4 a 間の距離、 L_1 は、ハーフミラー 1 3 a と参照ミラー 1 4 a 間の距離、 $L_2 + L_4$ は、ハーフミラー 1 3 a と生体組織 7 の表面間の距離、 L_4 はコリメートレンズ 3 8 から生体組織 7 の表面間の距離、 z は、生体表面から収束点 F の近傍領域 R 1 までの距離を表す。なお、 n_0 は、水 3 6 等の超音波を伝達する媒質の屈折率である。

【0031】

この場合、ドップラーシフト分 Δf は、(1) 式で表される。(1) 式によれば、ドップラーシフト分 Δf の中に、超音波により誘起される屈折率変化 Δn が含まれていることが分かる。

【0032】

つまり、屈折率は、光散乱現象の主パラメータであることから (例えば Mie scattering theory)、検出光のドップラーシフト周波数を計測することにより、局所的な散乱特性を取得できる可能性がある。

10

20

30

40

50

光検出器 4 a で検出される光強度 $I(t)$ は、以下の (4) 式となる。

【0033】

$$I(t) = |E_r + E_o|^2 \\ = |E_r|^2 + |E_o|^2 + 2|E_r||E_o|\cos\{2\pi(2V\cos\theta(n_1 + \Delta n_1)/\lambda)t + 2n_1k_0z\} \quad (4)$$

ここで、 $(L_2 + n_0L_4) = L_1$ と仮定した。

(4) 式中の第 3 項の AC 成分をスペクトルアナライザ等により、その周波数成分を検出することにより、ドップラーシフト周波数の取得、そして、局所領域での散乱情報の計測を行うことが可能となる。

【0034】

また、本実施例では、超音波と光とをパルスとすることにより、収束点 F の近傍領域 R 1 における検出対象とする信号光成分のみを、高い空間分解能と S/N の良い状態で検出できるようにしている。

そして PC 6 a 内にストックされた散乱情報は、例えば 1 フレーム分の画像情報としてストックされる毎に、出力信号表示装置 10 に出力され、光イメージング情報として画像化されて表示される。

ここで本実施例の動作を図 4 のフロー図を利用して詳細に説明する。

最初のステップ S 5 1 において、パルス発生器 2 1 からパワーアンプ 2 2 を経て生成されたパルス状超音波駆動信号が超音波トランスジューサ 2 a に印加され、超音波トランスジューサ 2 a はパルス超音波を発生する。このパルス超音波は、音響レンズ 1 6 で収束されながら生体組織 7 に照射される。

【0035】

また、ステップ S 5 2 に示すように、パルス同期制御回路 4 6 は、パルス超音波の発生から一定時間後にパルス光を発生させる制御を行う。

より具体的にはパルス超音波が収束点 F に達する時刻に、パルス光がこの収束点 F に達する時刻となるようにパルス同期制御回路 4 6 は、ディレイ回路 4 7 によりパルス超音波の発生時刻から遅延量を調整する。そして、パルス同期制御回路 4 6 は、この遅延量に相当する一定時間 (図 5 参照) 後に、パルス光源装置 3 c に対して、パルス光を発生させる制御信号を送り、パルス光を発生させる。

ステップ S 5 3 に示すように、このパルス光は、収束点近傍領域 R 1 において収束された超音波による生体組織 7 の屈折率変化に伴って、その周波数がドップラーシフトしたパルス光となる。そして、後方側に反射されたパルス光は、ハーフミラー 1 3 a に戻る。

【0036】

このハーフミラー 1 3 a において、参照パルス光と干渉した干渉パルス光 (ドップラーシフトの周波数成分の干渉パルス光) となる。そしてこの干渉パルス光は、ステップ S 5 4 に示すように光検出器 4 a で検出される。

そして、次のステップ S 5 5 においてこの光検出器 4 a から出力される干渉信号は、スペクトルアナライザ等によりドップラーシフト分 Δf の値が検出される。

次のステップ S 5 6 においてこのドップラーシフト分 Δf は、PC 6 a 内のメモリに光イメージング情報として、スキャン位置情報と共にストックされる。

次のステップ S 5 7 においてパルス同期制御回路 4 6 は、スキャンが終端かの判定を行う。そして、終端に該当しない場合には、パルス同期制御回路 4 6 は、ステップ S 5 8 に示すように超音波の収束点 F を移動する制御を行う。

【0037】

つまり、パルス同期制御回路 4 6 は、スキャン装置 4 9 の動作を制御し、ユニット 1 1 を移動させる。そして、ステップ S 5 1 に戻り、上述した処理を繰り返す。

このようにして、スキャンがスキャン範囲の終端まで行われると、ステップ S 5 7 からステップ S 5 9 に移る。このステップ S 5 9 において、1 フレーム分の画像生成が完了する。そして、この 1 フレーム分の画像は、出力信号表示装置 10 に送られ、この出力信号表示装置 10 において、例えば屈折率変化を反映した画像が表示される。

図 5 は本実施例のタイミングチャートを示す。図 5 (A) に示すように所定のタイミングで超音波トランスジューサ 2 a からパルス超音波が発生する。このパルス超音波は、図 5 (B) に示すように時間 T_f 後に収束点 F に達する。

【 0 0 3 8 】

このパルス超音波の発生から一定の時間 T_f (この T_f よりパルス光源装置 3 c から収束点 F に至る光路長をパルス光が伝搬するのに要する時間分だけ差し引いた時間) 後に、パルス光源装置 3 c からパルス光が図 5 (C) に示すように発生する。

また、光検出器 4 a は、図 5 (D) に示すように上記収束点 F で反射されて戻るパルス光を観測パルス光として短い時間開くゲートパルス等に同期して検出する。

また、図 5 (E) に示すようにスキャニング装置 4 9 は、光検出器 4 a がパルス光の検出を終了した時間の後、1 ステップ分移動するスキャニングを行う。

このようにして、収束点 F を 2 次元或いは 3 次的に移動しながら収束点 F で反射されたドップラーシフトした干渉パルス光を順次検出する。

【 0 0 3 9 】

なお、光検出器 4 a により検出されたパルス光は、上述したようにスペクトルアナライザ等により、ドップラーシフト分 Δf が算出され、P C 6 a 内のメモリにストックされる。

このように動作する本実施例によれば、超音波送信軸 O u と光軸 O とを一致させるようにしてパルス光の検出を行うようにしているので、装置をコンパクトにできる。

また、光検出器 4 a で検出される反射光は、収束点 F の近傍領域 R 1 付近にパルス超音波が達した所定のタイミングでパルス光もこの近傍領域 R 1 に達するようにパルス同期のタイミング設定がされているため、S / N の良い信号検出を高い空間分解能で行うことができる。つまり、信号以外のノイズ光の発生を抑圧しているので、品質のよい散乱情報を得ることができる。

【 0 0 4 0 】

なお、ここでは光検出器 4 a の出力信号からスペクトルアナライザ等を用いてドップラシフトした周波数情報を抽出する構成にしているが、図 6 に示す第 1 変形例のようにフーリエ変換回路 5 d を用いたフーリエ変換処理によりドップラーシフト分 Δf を算出するようにしても良い。

なお、図 6 では、フーリエ変換により算出されたドップラーシフト分 Δf は、P C 6 a 内のメモリ 3 2 に (スキャニング位置情報と関連付けて) 格納される。本変形例によれば、ソフトウェアにより、複素屈折率の実部に相当する散乱情報を算出できる。従って、低コストで実現できる。

図 7 は、第 2 変形例の光イメージング装置 1 K を示す。本変形例は、図 2 の構成において参照パルス光と干渉させない構成にしたものである。つまり、本変形例においては、参照光生成部 1 4 を必要としない構成である。

【 0 0 4 1 】

このため、この光イメージング装置 1 K は、図 2 の光イメージング装置 1 J においてパルス光源装置 3 c からのパルス光は、ハーフミラー 1 3 a で反射された後、光軸 O に沿って生体組織 7 側に照射される。

生体組織 7 側で反射され、ハーフミラー 1 3 a に戻るドップラーシフトしたパルス光は、このハーフミラー 1 3 a を透過したものが分光装置 5 0 に入射され、光学的に波長分離して検出される。

この分光装置 5 0 により波長分離されたパルス光は、光検出器 4 a で受光される。この光検出器 4 a にて電気信号に変換され、信号処理回路 5 e に入力される。この信号処理回路 5 e は、例えば A / D 変換回路と、演算回路と、メモリと備える。演算回路は、光検出器 4 a の電気信号が A / D 変換回路で変換されたデジタル信号と分光装置 5 0 による波長分離に用いた情報とからドップラーシフト量及び屈折率変化を反映した物理量を算出する。そして、メモリには、例えば屈折率変化に関する情報がスキャニング位置の情報と共に格納される。

10

20

30

40

50

【0042】

このメモリに格納された情報は、出力信号表示装置10に出力される。その他は、図2と同様の構成である。本変形例は、参照光を必要としないため、より簡単な構成で実現できる。

なお、分光装置50を用いなくて、光検出器4aで検出された検出信号をフーリエ変換してドップラーシフト量等を求めるようにしても良い。

なお、図7においては分光装置50としてプリズムや回折格子のように屈折や回折を利用して屈折する方向（角度）により波長分離を行うことを想定しているが、図8に示す光イメージング装置1Lのように透過波長を選択的に調整する液晶チューナブルフィルタ42を用いた構成にしても良い。この液晶チューナブルフィルタ42は、ドライバ43から印加される駆動信号に応じて、透過波長の値が選択的に変化する。

10

【0043】

この液晶チューナブルフィルタ42を透過したパルス光は、光検出器4aにより受光される。この光検出器4aの出力信号は、例えば信号処理回路5e内の演算回路を経てメモリに、スキャン位置の情報と関連付けて格納される。なお、コリメートレンズ38は、ユニット11に固定された簡略化した構造にして、低コスト化や軽量化できるようにしている。

その他は図7と同様の構成である。本変形例は、第2変形例とほぼ同様の作用効果を有する。

【0044】

20

なお、図示しないが、液晶チューナブルフィルタ42の代わりに音響光学回折格子を用いて、光学的にドップラーシフトしたパルス光を検出（抽出）する構成にしても良い。

図8の構成においても光学的に分光を行う液晶チューナブルフィルタ42を用いなくて、光検出器4aの検出信号に対してフーリエ変換等の電氣的な信号処理によりドップラーシフト量を求めるようにしても良い。

なお、上述した実施例においては、光軸Oと超音波送信軸Ouとを一致するように設定した構成例を説明したが、これに限定されるものでなく、両軸が小さな角度なす状態或いは平行でそのずれ量が小さい状態に設定しても良い。

【実施例2】

【0045】

30

次に図9を参照して本発明の実施例2を説明する。実施例1においては、ドップラーシフトしたパルス光を検出することにより、複素屈折率の実部に相当する散乱情報を抽出する構成にしていた。これに対して、本実施例は、反射光からその位相情報を抽出することにより、複素屈折率の少なくとも実部に相当する散乱情報を抽出する。

図9は、実施例2の光イメージング装置1Bを示す。この光イメージング装置1Bは、図2の構成において、ハーフミラー13aと参照ミラー14aとの間の光路中に光変調器18が介挿されている。この光変調器18は、発振器17の発振周波数の交流の電界が印加されることにより、その屈折率が、例えばその電界に比例して変化する。

【0046】

40

この光変調器18は、例えばLiNbO₃等の電気光学効果を有する強誘電体結晶により構成されている。そして、光変調器18による光変調に用いられる発振器17の角周波数を ω' とすると、ハーフミラー13aで反射されて光変調器18に入射されるパルス光は、この角周波数 ω' で光変調される。

また、光変調されたパルス光は、参照ミラー14aで反射された後、さらに光変調器18により光変調されてハーフミラー13aに戻る。そして、このハーフミラー13aにおいて、参照パルス光と生体組織7側からの観測パルス光とが干渉（混合）する。この干渉パルス光は、光検出器4aにて受光され、電氣的な干渉信号となる。

【0047】

また、本実施例は、図2の構成において、光検出器4aから出力される干渉信号は、散乱情報抽出部5として、例えばオッシロスコープ5bに入力され、観測パルス光における

50

位相成分と振幅成分の信号が抽出される。このオシロスコープ 5 b の代わりに、例えばロックインアンプ等を用いても良い。

オシロスコープ 5 b の出力信号は、P C 6 a に入力され、デジタルの信号データに変換されて P C 6 a 内のメモリにスキニング位置情報と関連付けてストックされる。

上記のように本実施例は、生体組織 7 側からの超音波による複素屈折率変化に伴う散乱光の

位相情報を抽出することにより、複素屈折率における実部に相当する散乱情報を抽出する。

【0048】

次に本実施例の動作を図 10 を参照して説明する。最初のステップ S 2 1 において、パルス発生器 2 1 からパワーアンプ 2 2 を経て生成されたパルス状超音波駆動信号が超音波トランスジューサ 2 a に印加され、超音波トランスジューサ 2 a はパルス超音波を発生する。このパルス超音波は、音響レンズ 1 6 で収束されながら生体組織 7 に照射される。

また、ステップ S 2 2 に示すように、パルス同期制御回路 4 6 は、パルス超音波の発生から一定時間後にパルス光を発生させる制御を行う。

より具体的にはパルス超音波が収束点 F に達する時刻に、パルス光がこの収束点 F に達する時刻となるように、パルス同期制御回路 4 6 は、ディレイ回路 4 7 によりパルス超音波の発生時刻からの遅延量を調整する。そして、パルス同期制御回路 4 6 は、この遅延量に相当する一定時間（図 5 参照）後に、パルス光源装置 3 c に対して、パルス光を発生させる制御信号を送り、パルス光を発生させる。

【0049】

ステップ S 2 3 に示すように、このパルス光は、ハーフミラー 1 3 a で分岐される。そして、ステップ S 2 4 a に示すように参照ミラー 1 4 a に向かうパルス光は、光変調器 1 8 で光変調され、参照ミラー 1 4 a で反射されて再びハーフミラー 1 3 a に参照パルス光として入射する。

一方、ステップ S 2 4 b に示すようにハーフミラー 1 3 a を透過したパルス光は、生体組織 7 に照射され、パルス超音波による複素屈折率変化に伴う散乱パルス光となる。そして、再びハーフミラー 1 3 a に入射される。

次のステップ S 2 5 に示すようにハーフミラー 1 3 a により、参照パルス光と観測パルス光とが干渉する。この干渉パルス光は、ステップ S 2 6 に示すように光検出器 4 a により、受光され、ヘテロダイン検波される。

【0050】

ヘテロダイン検波された干渉信号は、ステップ S 2 7 に示すようにオシロスコープ 5 b 等により位相成分及び振幅成分が検出（抽出）される（位相成分等の検出に関しては後述）。そして、これらの情報は、ステップ S 2 8 に示すように P C 6 a 内のメモリ等に光イメージング情報としてスキニング位置の情報と関連付けてストックされる。

次のステップ S 2 9 において、例えばパルス同期制御回路 4 6 は、スキニングの終端かの判定を行い、終端でない場合にはステップ S 3 0 に示すように超音波の収束点を移動した後、ステップ S 2 1 に戻る。そして、同様の処理を繰り返す。

一方、スキニングの終端に達した場合には 1 フレーム分の散乱情報を抽出できたとして、ステップ S 3 1 に進む。このステップ S 3 1 において、P C 6 a は、ストックした光イメージング情報から画像生成する処理を行い、この画像生成が完了したら画像表示してこの処理を終了する。

【0051】

なお、本実施例におけるタイミングチャートは、図 5 と同様であるため、その説明を省略する。

次に散乱光の位相成分及び振幅成分の抽出の動作を説明する。なお、以下の距離 D_1 等は、図 2 の場合と同様である。また、図 9 における下側には、収束点 F の近傍領域 R 1 付近の拡大図を示す。この近傍領域 R 1 のサイズを Δz で示している。また、この近傍領域 R 1 において、収束されたパルス超音波により複素屈折率が $m + \Delta m$ 変化するとしている

10

20

30

40

50

。

物体（生体組織 7）側を通過する電界 $E_s(z', t)$ は、次の（5）式で近似できる

。

【0052】

$$E_s(z', t) \equiv E_s = E_{s0} \exp\{i(\omega_s t - k_s z')\} \quad (5)$$

ここで、光路長 z' は、

$$\begin{aligned} z' &= D_2 + D_1 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m(z - \Delta z/2) + (m + \Delta m)\Delta z \\ &= D_2 + D_1 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2(m_r - im_i)z - (m_r - im_i)\Delta z + \{ \\ &\quad (m_r + \Delta m_r) - i(m_i + \Delta m_i)\}\Delta z \\ &= D_2 + D_1 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2(m_r z - \Delta m_r \Delta z) - i(2m_i z + \Delta m_i \Delta z) \\ &= D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + (2m_r z + \Delta m_r \Delta z) - i(2m_i z + \Delta m_i \Delta z) \end{aligned} \quad 10$$

(6)

（6）式を（5）式に代入し、 z' を z により表現し直すと、

$$\begin{aligned} E_s(z, t) &= E_{s0} \exp[i\{(\omega_s t - k_0\{(D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z) - i(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)\})\}] \\ &= E_{s0} \exp[i\{\omega_s t - k_0(D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z)\}] \exp\{-k_0(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)\} \\ &= E_{s0} \exp\{-k_0(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)\} \exp[i\{\omega_s t - k_0(D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z)\}] \quad (7) \end{aligned} \quad 20$$

参照パルス光 $E_r(t)$ は、以下の式で表される。

【0053】

$$E_r(t) = E_{r0} \exp[i\{(\omega_s - 2\omega'_0)t - k_0\{D_1 + 2L_1 + D_2\}\}] \quad (8)$$

$I(z, t) = |E_s(z, t) + E_r(t)|^2$ を計算する。

ここで、 $E_s(z, t) = E'_s \exp\{i(\omega_s t + \phi_1)\}$ 、 $E_r(t) = E_{r0} \exp[i\{(\omega_s - 2\omega'_0)t + \phi_2\}]$ とおくと、

$$E = E_s(z, t) + E_r(t) = \{E'_s \exp(i\phi_1) + E_{r0} \exp(-i2\omega'_0 t + \phi_2)\} \exp(i\omega_s t) \quad 30$$

$$\begin{aligned} I(z, t) &= |EE^*| \\ &= \{E'_s \exp(i\phi_1) + E_{r0} \exp(-i2\omega'_0 t + i\phi_2)\} \exp(i\omega_s t) \\ &\quad \times \{E'_s \exp(-i\phi_1) + E_{r0} \exp(i2\omega'_0 t - i\phi_2)\} \exp(-i\omega_s t) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} I(z, t) &= E'^2_{s0} + E^2_{r0} + E'_s E_{r0} \exp\{i2\omega'_0 t + i\phi_1 - i\phi_2\} + E'_s E_{r0} \exp\{-i2\omega'_0 t - i\phi_1 + i\phi_2\} \\ &= D \cdot C \cdot + E'_s E_{r0} \exp\{-i(2\omega'_0 t - \phi_2 + \phi_1)\} + E'_s E_{r0} \exp\{i(2\omega'_0 t - \phi_2 + \phi_1)\} \\ &= D \cdot C \cdot + 2E'_s E_{r0} \cos(2\omega'_0 t - \phi_2 + \phi_1) \\ &\quad - \phi_2 + \phi_1 = k_0(D_1 + D_2 + 2L_1) - k_0(D_1 + D_2 + 2L_2 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z) \\ &= -k_0(2L_2 - 2L_1 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z) \end{aligned} \quad 40$$

故に、

$$\begin{aligned} I(z, t) &= |EE^*| \\ &= D \cdot C \cdot + 2E_{s0} E_{r0} \exp\{-k_0(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)\} \cos\{2\omega'_0 t - k_0(2L_2 - 2L_1 + 2n_0 L_4 + 2m_r z + \Delta m_r \Delta z)\} \end{aligned}$$

ここで、 $L_2 - L_1 + n_0 L_4 = 0$ となるように参照アーム長と、ハーフミラー 13a と生体組織 7 との光路長を調整すると、上式は（9）式のように書ける。

【0054】

$$I(z, t) = D \cdot C \cdot + 2E_{s0} E_{r0} \exp\{-k_0(2m_i z + \Delta m_i \Delta z)\} \cos\{ \quad 50$$

$$2 \omega'_{0} t - k_{0} (2 m_{r} z + \Delta m_{r} \Delta z) \} \quad (9)$$

ここで、 n_{0} は水 36 の屈折率を示す。この (9) 式は、超音波収束領域の媒質の複素屈折率 $m + \Delta m$ の実部 (つまり $m_{r} + \Delta m_{r}$) と虚部 (つまり $m_{i} + \Delta m_{i}$) が共に変化すると、その超音波収束部位を通った戻り光或いは散乱光の位相項と振幅項の各々が変調を受ける。

そして、本実施例ではこのように超音波収束領域の媒質からの戻り光等における位相変調成分と振幅変調成分を抽出することにより、その媒質内部の局所的な散乱特性と吸収特性とを得る。

【0055】

ここで、複素屈折率 $m + \Delta m$ の虚部 ($m_{i} + \Delta m_{i}$) は、光の吸収を表す量であり、消光係数とも呼ばれ、吸収係数 α と、以下の (10) 式の関係を持つ。

$$\alpha = 4 \pi (m_{i} + \Delta m_{i}) / \lambda \quad (10)$$

この吸収係数 α は、入射光の強度が $1/e$ に減じる伝搬距離の逆数に相当する。

(9) 式においては入射パルス光を生体組織 7 に入射させ、超音波収束領域から戻る観測パルス光を直接検出する場合で示しており、このままでは位相成分を良好な S/N で検出し難いので、図 9 に示したように光変調器 18 で光変調された参照パルス光と、超音波収束部位から戻る観測パルス光とをハーフミラー 13a で光混合して干渉させた干渉パルス光にしてヘテロダイン検波を行うようにしている。

【0056】

このヘテロダイン検波に相当する干渉光は光検出器 4a で受光され、干渉信号となる。

光検出器 4a により検出される光電流成分において、(9) 式の第 1 項が直流成分となり、第 2 項がビート角周波数 $2 \omega'_{0}$ で正弦波状に変化する交流成分となる。つまり、交流成分の振幅成分と位相成分 (より具体的には位相差) から、深さ位置 z の吸収特性と散乱特性に密接に関連する各情報を検出することができる。

(9) 式の信号は、位相計としての機能を有するオシロスコープ 5b やロックインアンプに入力することにより、交流成分の位相差及び振幅成分から散乱量と吸収量を検出できる。

【0057】

上記位相計を用いる代わりに信号処理回路により、以下のように位相差等を算出することもできる。

以下においては、信号処理により光検出器 4a からの出力信号から位相差等を算出する場合を説明する。

(9) 式のデータは、A/D 変換されて PC 6a 内のメモリにストックされる。そして、PC 6 内の CPU は、メモリにストックされたデータに対する演算処理を行い、(9) 式における交流成分の位相差 (複素屈折率の実部) を算出する演算を行う。

散乱特性に大きく寄与する位相差の値を算出するために、CPU はメモリにストックされたデータに対するフーリエ変換の処理を行って検出する。

【0058】

ここで、位相差の項を検出するために時間変数 t について $I(z, t)$ のフーリエ変換 F により、以下の式 (11) となる。(ここで、 $2 \omega'_{0} = 2 \pi f_{0}$)

$$F \{ I(z, t) \} = a \delta(f) + (b/2) \exp(i k_{0} (2 m_{r} z + m_{r} z)) \delta(f - f_{0}) + (b/2) \exp(-i k_{0} (2 m_{r} z + m_{r} z)) \delta(f + f_{0}) \quad (11)$$

但し、 a は直流成分で、 $b = 2 E_{s0} E_{r0} \exp \{ k_{0} (2 m_{i} z + m_{i} z) \}$ である。

(11) 式の第 2 項の周波数スペクトル f_{0} の複素振幅を取り出し、その実部と虚部の比をとることにより、以下の (12) 式から位相差の項 $\{ k_{0} (2 m_{r} z + m_{r} z) \}$ を求めることが可能である。つまり、 $\{ k_{0} (2 m_{r} z + m_{r} z) \}$ は、 $\{ k_{0} (2 m_{r} z + m_{r} z) \} = \tan^{-1} [\text{Im} \{ (b/2) \exp(i k_{0} (2 m_{r} z + m_{r} z)) \} / \text{Re} \{ (b/2) \exp(i k_{0} (2 m_{r} z + m_{r} z)) \}]$

(1 2)

となる。

【 0 0 5 9 】

本実施例によれば、光散乱及び吸収の光イメージング情報を取得することができ、この光イメージング情報を画像化して表示することもできる。従って、病変部の診断などをより総合的に行うのに有効となる診断資料を提供できる。

また、反射光を検出するタイプにしているので、装置をコンパクトにできる。

さらに、反射光を検出するタイプにおいて、超音波送信軸 O_u と光軸 O とを一致させるようにしてパルス光の検出を行うようにしているので、装置をよりコンパクトにできる。

【 0 0 6 0 】

10

また、光検出器 4 a で検出される反射光は、収束点 F の近傍領域 R 1 付近にパルス超音波が達した所定のタイミングでパルス光もこの近傍領域 R 1 に達するようにパルス同期のタイミング設定がされているため、S / N の良い信号検出を行うことができる。つまり、信号以外のノイズ光の発生を抑圧しているので、品質のよい散乱情報を得ることができる。

図 1 1 は実施例 2 の変形例の光イメージング装置 1 C の構成を示す。本変形例は、光学的な遅延手段を備えた構成にしている。この光イメージング装置 1 C は、図 9 の光イメージング装置 1 B において、パルス光源装置 3 c と第 1 のビームスプリッタとしての機能を持つハーフミラー 1 3 a との間に、第 2 のビームスプリッタとなるハーフミラー 1 3 b が配置されている。

20

【 0 0 6 1 】

そして、このハーフミラー 1 3 b は、パルス光源装置 3 c からのパルス光の一部を反射し、参照光路側に配置した光学的遅延部 8 1 を構成するミラー 8 2 a に入射させる。

この光学的遅延部 8 1 は、2つのミラー 8 2 a、8 2 b がハウジング内に例えば一定距離隔てて対向するように固定されている。そして、ミラー 8 2 a で反射されたパルス光は、ミラー 8 2 b で反射された後、その光路上に配置された光変調器 1 8 を経て変調された参照パルス光となり、ハーフミラー 1 3 a に入射される。

本変形例においては、光変調器 1 8 とハーフミラー 1 3 a との間の光路上に偏光板 8 4 a が配置されており、偏光板 8 4 a により所定の偏光方向の参照パルス光がハーフミラー 1 3 a に入射される。また、ハーフミラー 1 3 a とコリメートレンズ 3 8 との間の光路上にも偏光板 8 4 b が配置されている。

30

【 0 0 6 2 】

この偏光板 8 4 b の偏光方向は、偏光板 8 4 a と同じ偏光方向となるように配置されている。そして、生体組織 7 側に照射されるパルス光を偏光すると共に、生体組織 7 側から反射されて戻る観測対象側のパルス光に対して所定の偏光方向の成分のみがハーフミラー 1 3 a に入射されるように制限して、干渉性を向上している。

また、上記光学的遅延部 8 1 のハウジングは、光学的遅延部駆動回路 8 3 により図 1 1 中の符号 E で示す移動方向に移動量が調整される。この光学的遅延部駆動回路 8 3 は、パルス同期制御回路 4 6 により、ディレイ回路 4 7 を介した制御信号により制御される。

そして、ハーフミラー 1 3 a を透過して生体組織 7 側に照射されたパルス光が収束点 F で反射されて再びハーフミラー 1 3 a に戻るタイミングと、ハーフミラー 1 3 b で反射されて参照光路側を経た変調された参照パルス光がハーフミラー 1 3 a に入射されるタイミングとが一致するように光学的遅延部 8 1 の移動量が、光学的遅延部駆動回路 8 3 により駆動される。その他の構成は、図 9 と同様である。

40

【 0 0 6 3 】

図 1 2 は、生体組織 7 に実線で示すようなパルス光を入射パルスとして時間 $t = 0$ に入射させた場合、この時間 t 以降における生体組織 7 側から反射される反射光パルス (点線) のプロファイル例を示す。なお、横軸は時間 t を示し、縦軸は強度を示す。

図 1 2 に示すようにパルス光を、生体組織 7 に入射パルスとしてさせた場合、図 1 2 の点線で示すような反射光パルスとなり、これらの反射光パルスはハーフミラー 1 3 a 側に

50

入射される。

本変形例においては、超音波パルスの収束点Fで反射された反射光パルスが、ハーフミラー13aに入射されるタイミングで、参照パルス光がハーフミラー13aに入射されるように光学的遅延部81により時間遅延の調整（参照光路長の調整）が行われる。この調整により、ハーフミラー13aに入射される参照パルス光と、生体組織7側からの反射パルス光とが干渉して、この干渉パルス光が光検出器4aにより受光される。

【0064】

また、スキャニング装置49により、超音波パルスの収束点Fが、生体組織7の深さ方向に変化した場合、その収束点Fで反射されてハーフミラー13aに反射光パルスが到達する時間が変化する。このため、この変化に対応して光学的遅延部81による時間遅延も変化するよう光学的遅延部81は光学的遅延部駆動回路83により駆動される。

本変形例は、実施例2とほぼ同様の効果を有すると共に、光学的遅延手段を用いることにより、生体組織7の深さ方向に対する光の散乱情報を容易に得ることができる。また、偏光手段を採用することにより、S/Nを向上することができる。

なお、図11の構成において、ハーフミラー13aとコリメートレンズ38との間の光路上にも変調器18を配置して、S/Nをより向上できる構成にしても良い。

なお、ハーフミラー13b、ミラー82aを用いずに、参照側ミラー82bが光学的遅延部駆動回路83によりEの方向に移動する構成にしても図11と同様の効果が得られる。

【実施例3】

【0065】

次に図13から図15を参照して本発明の実施例3を説明する。図13は本発明の実施例3の光イメージング装置1Rの構成を示す。本実施例では、光ファイバを用いることにより、特に2次元スキャニングする部分をより小型化できるようにしている。

この光イメージング装置1Rは、生体組織7にパルス光を照射する例えばパルスレーザ装置3aを有する。なお、パルスレーザ装置3aに限らず、LED、SLD等の他の光源装置を用いてパルス光を発生するようにしても良い。

このパルスレーザ装置3aのパルス光は、このパルス光を導光する光ファイバ52aの端面に入射され、この光ファイバ52aを介してその途中に設けられた光カプラ53において、2つのパルス光に分岐される。そして、一方は光ファイバ52bを介してパルス光照射と受光を行うパルス光照射・受光部54側に導光され、他方は光ファイバ52cを介して参照光生成部55側に導光される。

【0066】

また、光ファイバ52bにより、超音波を伝達する水36を介して生体組織7側に照射され、生体組織7側から戻るパルス光は観測パルス光としてこの光ファイバ52bに入射され、光カプラ53において参照パルス光と干渉した干渉パルス光となる。

そして、この干渉パルス光は、光ファイバ52dを経てその端面に配置された光検出器4aにより受光され、光電変換される。

上記参照光生成部55は、光ファイバ52cの端面から出射されるパルス光をコリメートレンズ56により平行な光束のパルス光にして、固定された参照ミラー14aに入射させ、この参照ミラー14aで反射されたパルス光をコリメートレンズ56により再び光ファイバ52cの端面に入射させる。

【0067】

この場合、コリメートレンズ56と参照ミラー14aの間には、実施例2と同様に発振器17の発振出力で駆動される光変調器18が配置されており、この光変調器18によって参照パルス光は光変調される。

また、上記パルス光照射・受光部54は、パルス光照射及び受光を行う光ファイバ52bの端面付近に、超音波トランスジューサ57とスキャニングデバイス58とが設けられている。

超音波トランスジューサ57は、パルス発生器21'からパルス状の超音波駆動信号が

10

20

30

40

50

印加されることにより、パルス超音波を発生し、このパルス超音波は音響レンズ 5 9 により収束されて生体組織 7 側に照射される。なお、このパルス発生器 2 1 ' は、図 2 のパルス発生器 2 1 とパワーアンプ 2 2 の機能を兼ねている。

【 0 0 6 8 】

また、スキャニングデバイス 5 8 は、パルス状超音波駆動信号と同期して、スキャニング信号発生回路 2 4 からスキャニング信号が印加されることにより、パルス光照射 & 受光部 5 4 を 2 次元的にスキャンする。例えば、生体組織 7 の深さ方向、つまり z 方向と、この z 方向と直交する例えば x 方向等にスキャンする。

なお、光ファイバ 5 2 a、5 2 b、5 2 c、5 2 d は、パルス光の分散を抑制するため、例えばシングルモードのみを伝送するシングルモードファイバを使用しても良い。

この光ファイバ 5 2 b の端面の拡大図を図 1 4 に示す。本実施例においては、光ファイバ 5 2 b は、中央部に配置した 1 本或いは複数本の光ファイバからなる第 1 の光ファイバ部 6 0 a と、この第 1 の光ファイバ部 6 0 a の周囲に配置した複数のファイバ、つまりファイババンドルからなる第 2 の光ファイバ部 6 0 b とにより構成されている。

【 0 0 6 9 】

そして、例えば図 1 5 の光カプラ 5 3 の拡大図に示すようにパルスレーザ装置 3 a によるパルス光を光ファイバ 5 2 a に入射させ、光カプラ 5 3 を構成する第 1 カプラ部 5 3 a において例えば 2 本に分岐させて光ファイバ 5 2 b の第 2 の光ファイバ部 6 0 b と光ファイバ 5 2 c における第 2 の光ファイバ部 6 0 b と導光させるようにしている。

そして、第 2 の光ファイバ部 6 0 b の端面から、導光されたパルス光を生体組織 7 側に照射する。また、生体組織 7 側からの戻りパルス光を中央の第 1 の光ファイバ部 6 0 a で受光するようにしている。この第 1 の光ファイバ部 6 0 a で受光されたパルス光は、第 2 のカプラ部 5 3 b において参照パルス光を導光する第 1 の光ファイバ部 6 0 a と光混合され、干渉パルス光が生成される。そして、干渉パルス光は、光ファイバ 5 2 d により導光されて光検出器 4 a で受光される。

【 0 0 7 0 】

この光検出器 4 a で検出された信号は、例えばロックインアンプ 6 3 の信号入力端に入力される。

また、このロックインアンプ 6 3 は、パルス発生器 2 1 ' からディレイ回路 2 3 によりディレイされたタイミングに同期して、信号抽出の動作を行う。

このロックインアンプ 6 3 で検出された信号は、P C 6 a を構成する P C 本体 6 c 内の A / D 変換回路でデジタル信号に変換され、メモリに格納される。なお、P C 本体 6 c には光イメージング画像を表示するモニタ 3 5 が接続されている。

また、この P C 本体 6 c には、スキャニング信号発生回路 2 4 からスキャニング信号が入力され、このスキャニング信号を取り込むことにより、P C 本体 6 c 内の C P U は、スキャニング位置情報を算出する。

【 0 0 7 1 】

また、パルス同期部 8 としての機能を持つ制御回路 2 5 は、パルス発生器 2 1 '、スキャニング信号発生回路 2 4 及びディレイ回路 2 3 の各動作と、パルスレーザ装置 3 a のパルス光の発生の動作を制御する。また、この制御回路 2 5 は、例えば P C 本体 6 c 内の C P U と制御信号などの送受を行うことができる。そして、制御回路 2 5 によりパルス発生器 2 1 ' 等を制御できると共に、P C 6 a 側から制御回路 2 5 を介して或いは制御回路 2 5 をスルーしてパルス発生器 2 1 ' 等を制御することもできるようにしている。

このような構成による本実施例によれば、光ファイバ 5 2 b の先端付近をスキャニングすることにより、実施例 2 と同様に複素屈折率の実部と虚部に相当する光イメージング情報を得ることができる。さらに、スキャニングデバイス 5 8 としてサイズが小さくかつ駆動力が小さなもので済む。その他、実施例 2 と同様の効果を有する。

【 0 0 7 2 】

また、光カプラ 5 3 とスキャニングデバイス 5 8 の間に別途光変調器を設けることによ

り、S/Nを向上させることができる構成にしても良い。

なお、図13における参照光生成部55として光変調器18及び発振器17を設けない構成にして、ドップラシフトしたパルス光を検出して散乱情報を取得することもできる。この場合の構成を図16に示す。

図16に示す実施例3の第1変形例の光イメージング装置1Uは、図13の光イメージング装置1Rにおいて、上記のように参照光生成部55が、光変調器18及び発振器17を有しない構成である。

【0073】

また、本変形例におけるパルス光照射・受光部54bは、例えば凹面形状の超音波トランスジューサ57bとスキャニングデバイス58を備えると共に、超音波トランスジューサ57bの超音波送信面には超音波を収束する音響レンズ59が設けてある。なお、図13と同様に平板形状の超音波トランスジューサ57を採用しても良い。

また、光検出器4aの出力信号は、スペクトルアナライザ等の信号処理回路5cに入力され、ドップラシフト分fが検出される。この信号処理回路5cの出力信号はPC本体6cに入力され、A/D変換されてメモリに光イメージング情報としてストックされる。なお、本変形例において、光ファイバ52a、52b、52c、52dは、パルス光の分散を抑制するため、例えばシングルモードファイバを使用しても良い。

本変形例も実施例3とほぼ同様の効果を有する。

【0074】

図17は、実施例3の第2変形例の光イメージング装置1Vを示す。この光イメージング装置1Vは、干渉計を形成しない構成にしたものである。この光イメージング装置1Vは、図16の光イメージング装置1Uにおいて、光の分離や結合を行う光カップラ53を用いない構成にしている。具体的にはパルス光源装置3cからのパルス光を光ファイババンドル52a'により、その先端面に導光し、パルス光照射・受光部54bにおける先端面から導光したパルス光を生体組織7側に照射する。

【0075】

また、この光ファイババンドル52a'は、途中で光ファイバ52d'と一体化された光ファイババンドル部52b'が形成されている。

この光ファイババンドル部52b'は、例えば図14と類似の構成である。具体的には、図17中の端面拡大図に示すように、中心位置に受光用の光ファイバ52d'が配置され、その周囲に光ファイババンドル52a'を構成する光ファイバが配置された同心の構造になっている。

また、光ファイババンドル52a'の先端付近の外側には、例えば凹面形状の超音波トランスジューサ57bとスキャニングデバイス58とが設けられている。さらに超音波トランスジューサ57bの超音波送信面には、超音波を収束する音響レンズ59が設けてある。

【0076】

そして、中心位置に配置した光ファイバ52d'により、生体組織7側からのドップラシフトしたパルス光を受光し、その基端面側に導光する。この基端面には、例えば分光装置50が配置されており、ドップラシフトした周波数成分のパルス光を光学的に分離抽出する。

抽出されたパルス光は、光検出器4aに入力され、光電変換された電気信号となり、PC本体6cに入力され、内部のメモリにスキャニング位置の情報や分光装置50による周波数分離の情報と共にストックされる。

本変形例は、図16の構成による電氣的にドップラシフトした周波数成分の信号を分離抽出することを行わないため、図16における信号処理回路5cを経由しないで、PC本体6cに入力する構成にしている。このため、ディレイ回路23の信号は、PC本体6cに入力される構成になっている。

【0077】

その他は、図16の構成と同様である。本変形例は、ほぼ図16の場合と同様の効果を

10

20

30

40

50

有する。また、本変形例は、図 16 における光ファイバ 53 や干渉させるための参照光生成部 55 等が不要となり、よりコンパクトな装置を実現できる。そして、被検体の特性情報としての複素屈折率の実部に相当する散乱情報の画像情報（例えば 2 次元情報）を得ることができる。

なお、図 17 において、光ファイババンドル 52 a' の各光ファイバ 52 d' は、パルス光の波長による分散を抑制するため、例えばシングルモードファイバを使用しても良い。

なお、本変形例における分光装置 50 として、具体的には液晶チューナブルフィルタ、音響光学素子、回折格子等を用いることもできる。

【実施例 4】

10

【0078】

図 18 は実施例 4 の内視鏡装置 1S を示す。この内視鏡装置 1S は、図 13 の実施例 3 におけるパルス光照射・受光部 54 を内視鏡 71 に設けた構成にしている。

この内視鏡 71 は、挿入部 72 の先端に設けられた硬質の先端部 73 には、照明光を出射する照明窓と観察（撮像）を行う観察窓とが設けてある。照明窓にはライトガイド 74 の先端側が取り付けられており、その先端面から照明光を出射する。なお、ライトガイド 74 の図示しない手元側の端面には、図示しない内視鏡光源装置から照明光が入射される。

【0079】

また、観察窓には対物レンズ 75 が取り付けられており、その結像位置には撮像素子として例えば CCD 76 が配置されている。この CCD 76 は、図示しないビデオプロセッサ等の信号処理装置と接続され、この信号処理装置は、CCD 76 により撮像された画像信号に対する信号処理を行って映像信号を生成し、図示しないモニタに映像信号を出力する。

20

また、この挿入部 72 にはその長手方向に処置具類を挿通可能とするチャンネル 77 が設けてあり、このチャンネル 77 内に光ファイバ 52 b が挿通され、チャンネル 77 の先端開口に図 13 のパルス光照射・受光部 54 が着脱自在に取り付けられている。

なお、チャンネル 77 内には、パルス発生器 21' からのパルス状の超音波駆動信号とスキャニング信号発生回路 24 からのスキャニング信号とを伝送する信号線も挿通され、それぞれ超音波トランスジューサ 57 とスキャニングデバイス 58 にそれぞれ印加される。

30

【0080】

本実施例によれば、パルス光照射・受光部 54 を内視鏡 71 のチャンネル 77 に着脱自在に取り付けて散乱情報の画像情報を簡単に得ることができる。特に体腔内において、通常の光学的な観察下における病変部に対して、さらに詳しく診断したい場合、散乱情報の画像情報を取得することが可能になり、総合的な診断を行い易くなる。

なお、光ファイバ 52 a、52 b、52 c、52 d は、図 16 の実施例と同様、シングルモードファイバ等を用いることでパルス光の分散を抑制するような構成にしても良い。

【0081】

図 19 は第 1 変形例の内視鏡装置 1T を示す。この内視鏡装置 1T は、例えば図 16 の光イメージング装置 1U を内視鏡 71 に適用したものである。つまり、この内視鏡装置 1T は、図 16 におけるパルス光照射・受光部 54 b を内視鏡 71 に設けた構成にしている。

40

また、図 20 は、図 19 における内視鏡 71 の先端側部分の構成を示している。チャンネル 77 内には光ファイバ 52 b 等が挿通され、チャンネル 77 の先端部にパルス光照射・受光部 54 b が取り付けられる。

【0082】

本変形例は、実施例 4 とほぼ同様の効果を有する。

図 21 は、第 2 変形例における光ファイバ 52 b の端部の構成例を示す。図 14 で示したようにこの光ファイバ 52 b は、その中央部に第 1 の光ファイバ部 60 a が配置され、その周囲に複数のファイバからなる第 2 の光ファイバ部 60 b が配置されている。

50

図 2 1 の光ファイバ 5 2 b においては、第 2 の光ファイバ部 6 0 b の端面が中央部の第 1 の光ファイバ部 6 0 a の軸に関して回転対称となる放物面等の凹面を形成するように加工されており、さらにその端面には集光するコリメートレンズ（或いは集光レンズ）6 0 c が取り付けられている。

【 0 0 8 3 】

そして、各第 2 の光ファイバ部 6 0 b の端面から出射される光を焦点位置 F_0 にフォーカスすることができるようにしている。このようにすることにより、 S/N が良く、空間分解能が高い光イメージング情報を取得できる。

なお、第 1 の光ファイバ部 6 0 a、第 2 の光ファイバ部 6 0 b もパルスの分散を抑制するもの、例えばシングルモードファイバを用いて構成しても良い。

10

【 0 0 8 4 】

なお、光検出器 4 a による電気信号に対して、スペクトルアナライザやフーリエ変換等により、電氣的にドップラーシフトした周波数成分の信号を分離抽出する電氣的信号処理手段を備えた構成の装置（例えば図 2）の場合に対しては、その代わりに光学的に分光手段を用いてドップラーシフトした周波数成分の信号を分離抽出することができる。

また、これとは逆に分光手段により光学的にドップラーシフトした周波数成分の信号を分離抽出する構成の装置（例えば図 7）の場合には、その代わりに電氣的信号処理手段を用いてドップラーシフトした周波数成分の信号を分離抽出する構成にすることができる。

なお、上記の各実施例においては、複素屈折率の実部に基づく光散乱情報を検出するものであるが、例えば、蛍光、りん光等の非弾性散乱情報に基づいて生体組織の情報を取得しても良い。

20

なお、上述した各実施例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例等も本発明に属する。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 8 5 】

生体組織にパルス超音波が照射された検査対象部位にパルス光を所定のタイミングに同期するように照射し、そのパルス光を検出し、複素屈折率の実部に相当する光散乱情報を検出して画像化できるようにすることにより、病変組織の構造変化に相関性が高い情報を得ることができ、病変組織の診断等に有効利用することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 6 】

【図 1】図 1 は本発明の被検体情報分析装置の基本的な構成を示すブロック図。

【図 2】図 2 は検体情報分析装置の実施例 1 の光イメージング装置の全体構成を示すブロック図。

【図 3】図 3 は超音波の収束点近傍でドップラシフトする様子を示す図。

【図 4】図 4 は本実施例の動作内容を示すフローチャート。

【図 5】図 5 は本実施例の動作説明用タイミングチャート。

【図 6】図 6 は実施例 1 の第 1 変形例におけるフーリエ変換回路周辺部の構成を示すブロック図。

40

【図 7】図 7 は第 2 変形例の光イメージング装置の全体構成を示すブロック図。

【図 8】図 8 は第 3 変形例の光イメージング装置の全体構成を示すブロック図。

【図 9】図 9 は本発明の実施例 2 の光イメージング装置の全体構成を示すブロック図。

【図 10】図 10 は実施例 2 の動作内容を示すフローチャート。

【図 11】図 11 は実施例 2 の変形例の光イメージング装置の全体構成を示すブロック図。

【図 12】図 12 は生体組織からの反射光パルスの概略の波形例を示す図。

【図 13】図 13 は本発明の実施例 3 の光イメージング装置の全体構成を示すブロック図。

【図 14】図 14 は光ファイバの端面の構造を示す図。

50

【図 15】図 15 は光カブラの構成例を示す図。

【図 16】図 16 は実施例 3 の第 1 変形例の光イメージング装置の全体構成を示すブロック図。

【図 17】図 17 は実施例 3 の第 2 変形例の光イメージング装置の全体構成を示すブロック図。

【図 18】図 18 は実施例 4 に係る内視鏡装置の構成を示す図。

【図 19】図 19 は実施例 4 の第 1 変形例の内視鏡装置の構成を示す図。

【図 20】図 20 は図 19 における内視鏡の先端側の構成を示す図。

【図 21】図 21 は第 2 変形例における光ファイバの構成を示す斜視図。

【符号の説明】

10

【0087】

1 J、1 K、1 B ... 光イメージング装置

2 ... パルス超音波発生部

2 a ... 超音波トランスジューサ

3 ... パルス照明光発生部

3 c ... パルス光源装置

4 ... 反射光受光部

4 a ... 光検出器

5 ... 散乱情報抽出部

5 c ... スペクトルアナライザ（信号処理回路）

20

6 ... 被検体情報生成部

6 a ... P C

7 ... 生体組織

8 ... パルス同期部

1 1 ... ユニット

1 2 ... スキャニングユニット

1 3 a ... ハーフミラー

1 6 ... 音響レンズ

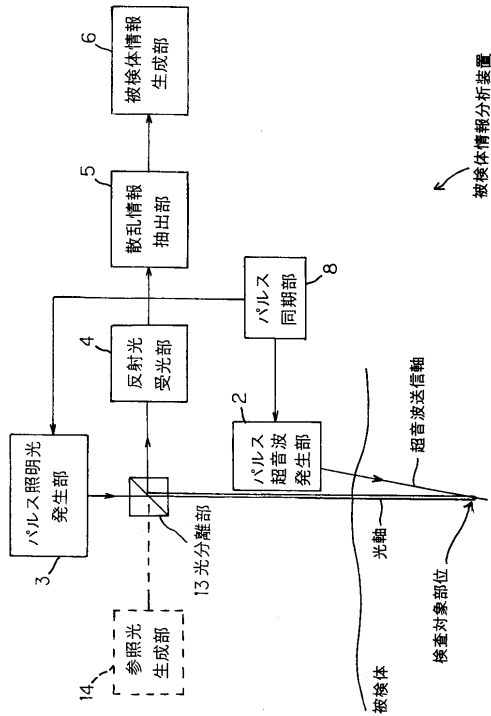
1 8 ... 光変調器

2 4 ... スキャニング信号発生回路

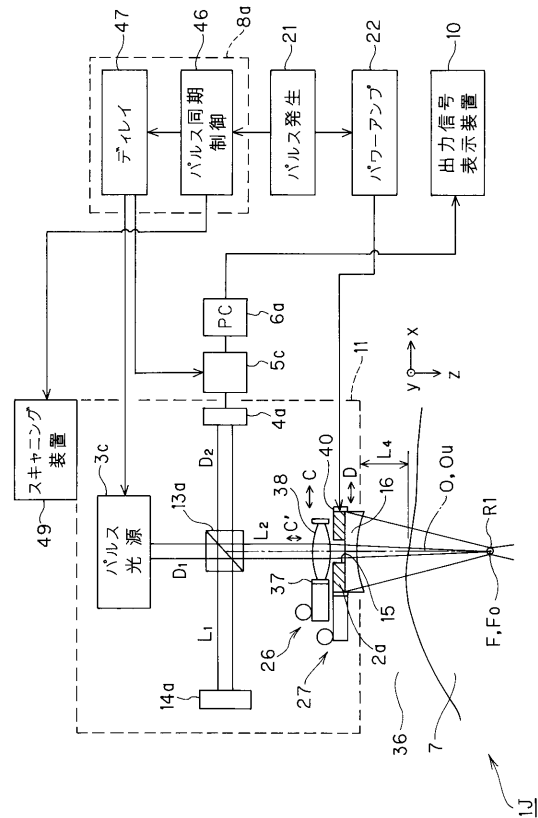
30

3 8 ... コリメートレンズ

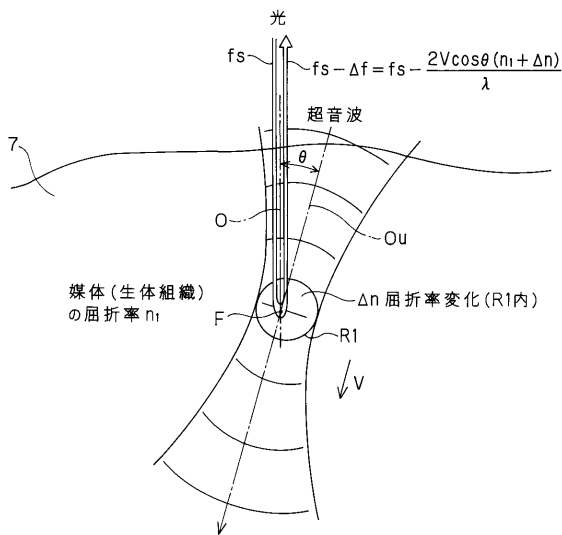
【 図 1 】



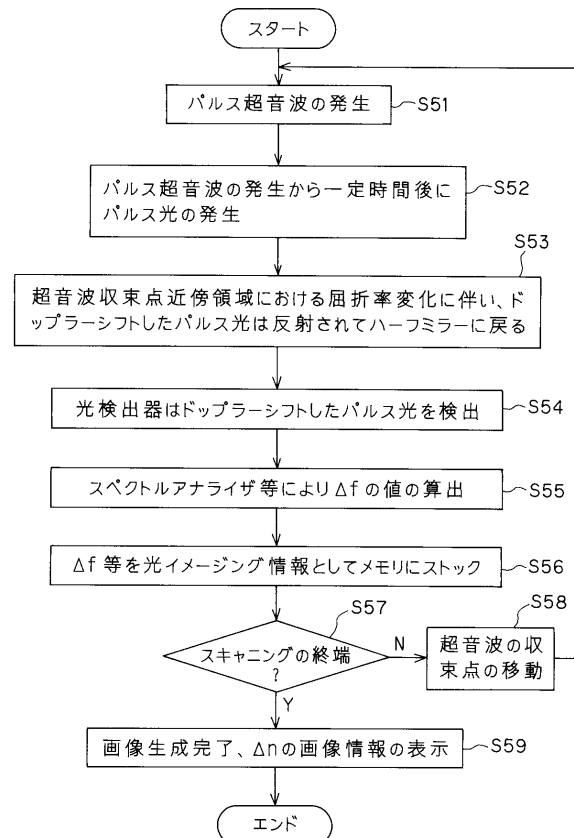
【 図 2 】



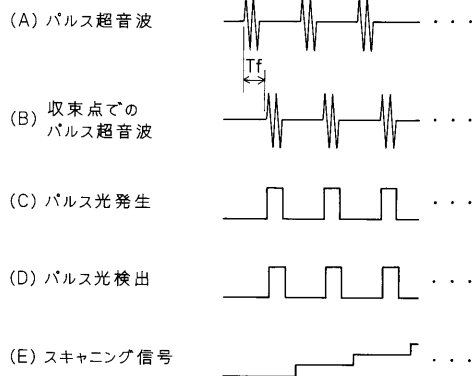
【 図 3 】



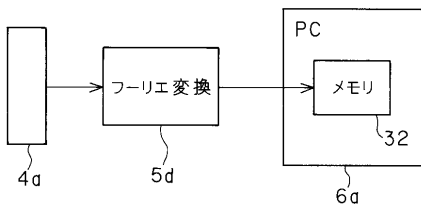
【 図 4 】



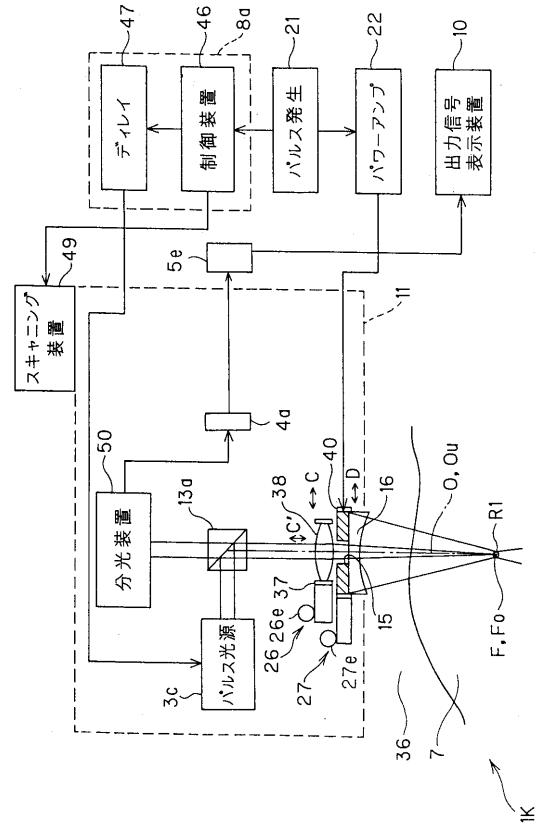
【図 5】



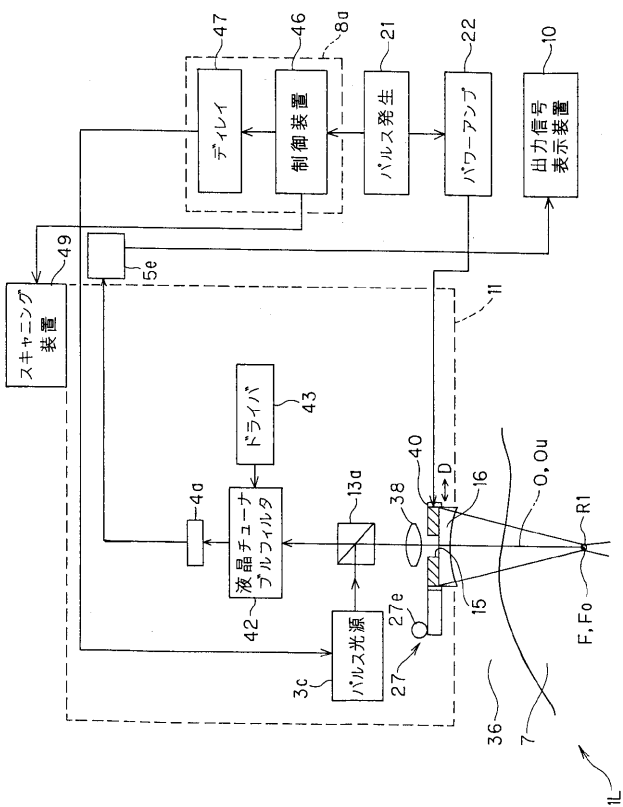
【図 6】



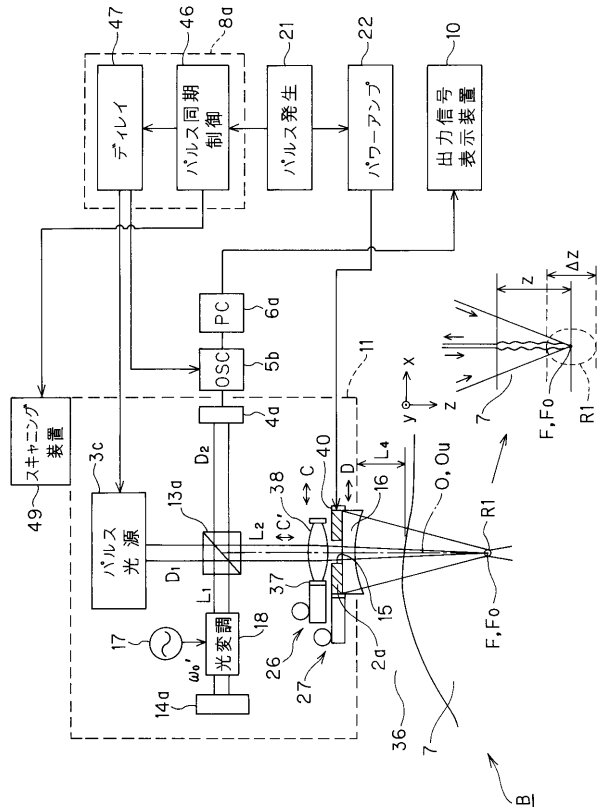
【図 7】



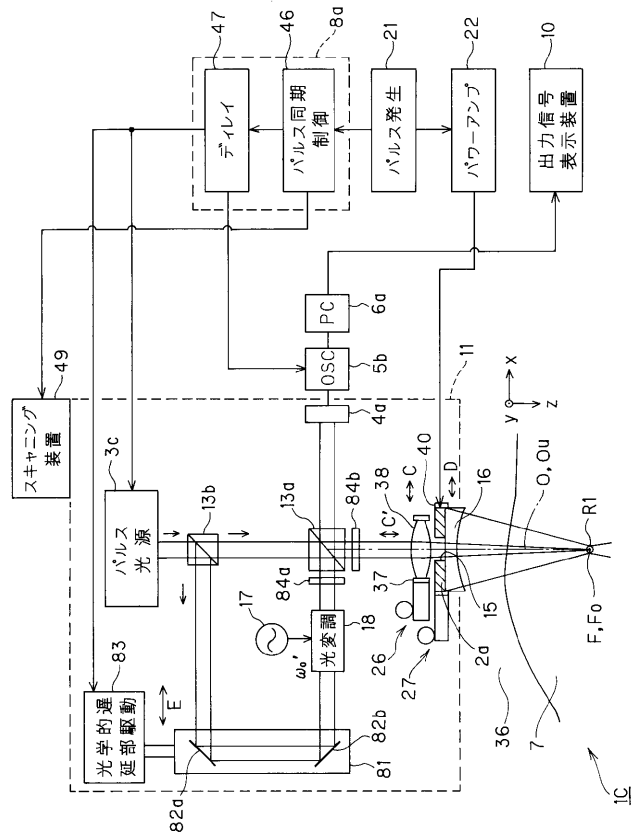
【図 8】



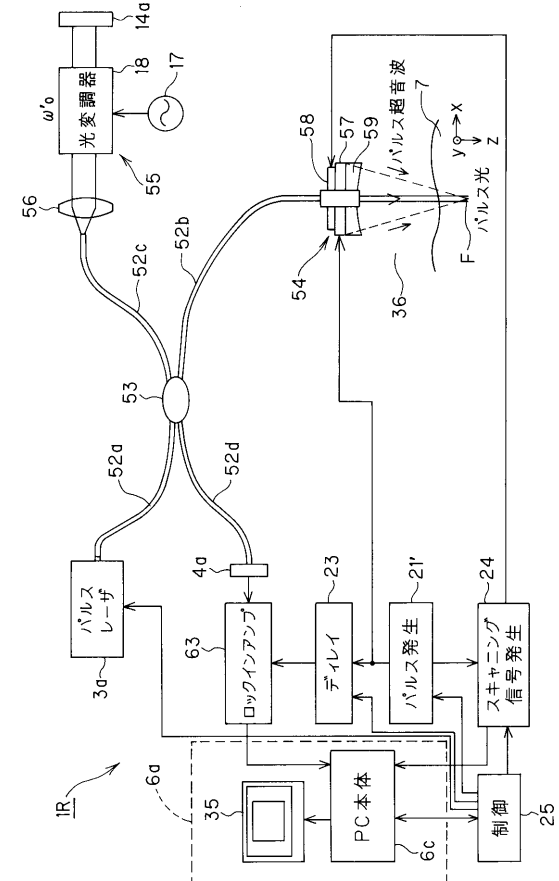
【図 9】



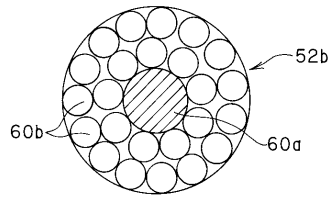
【 図 1 1 】



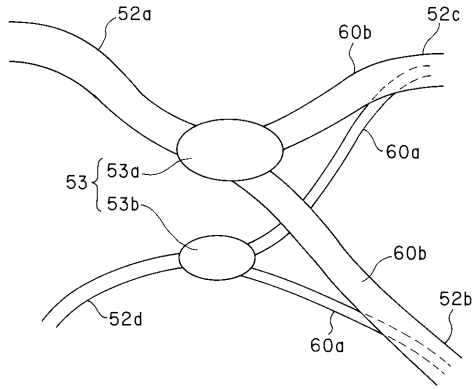
【 ㊦ 1 3 】



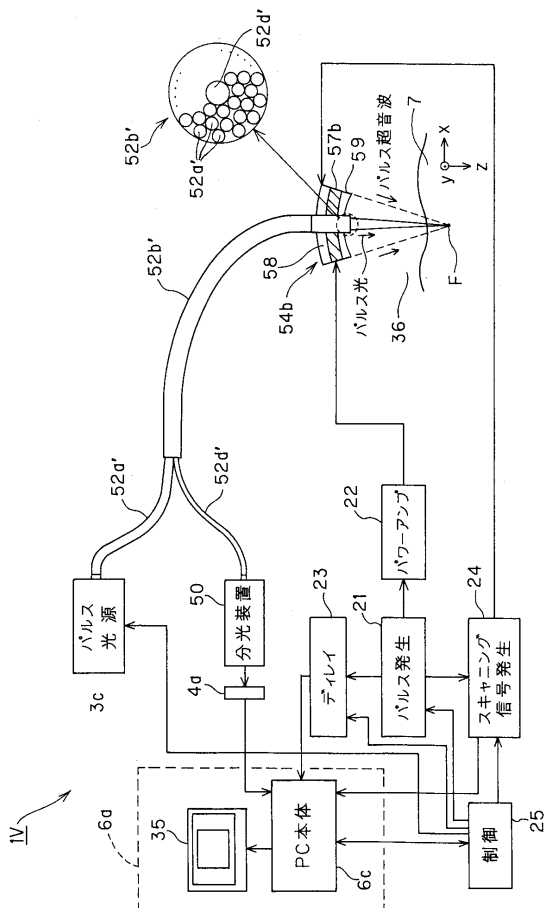
【図 14】



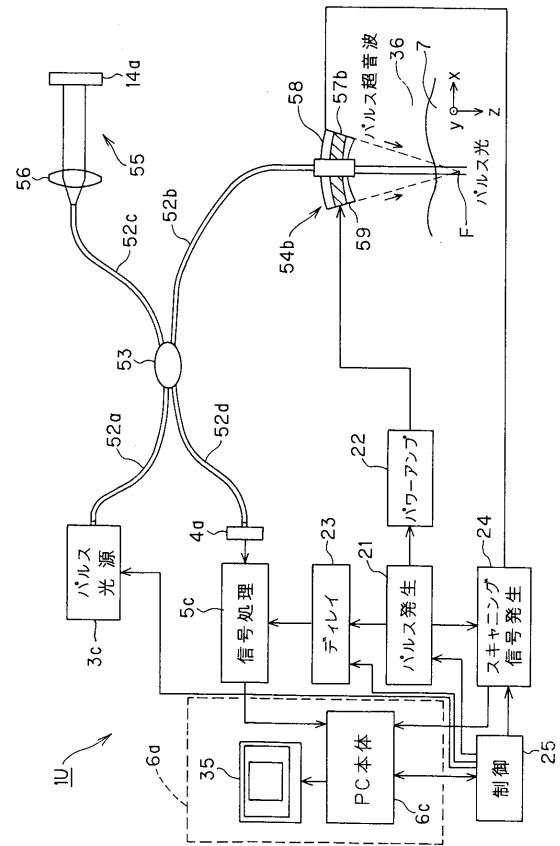
【図 15】



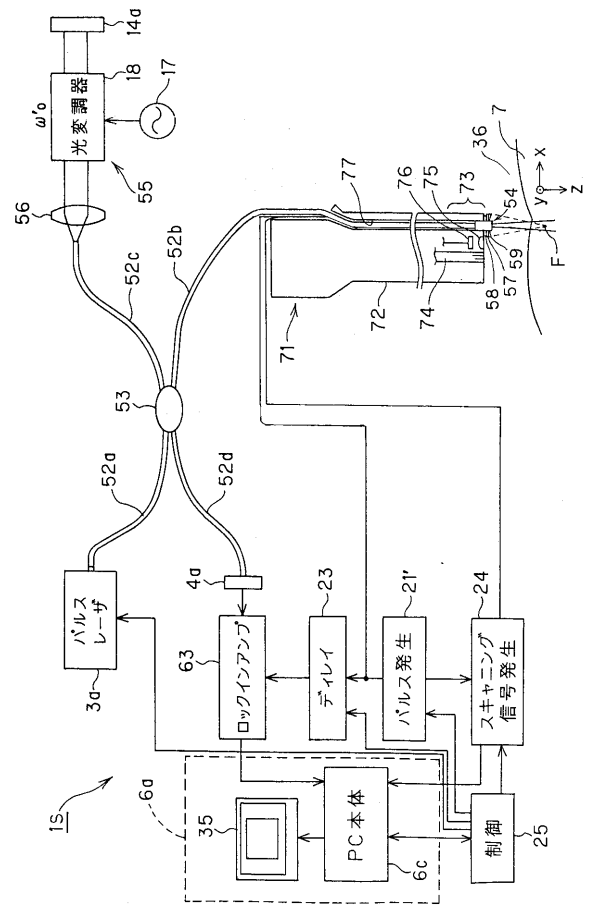
【図 17】



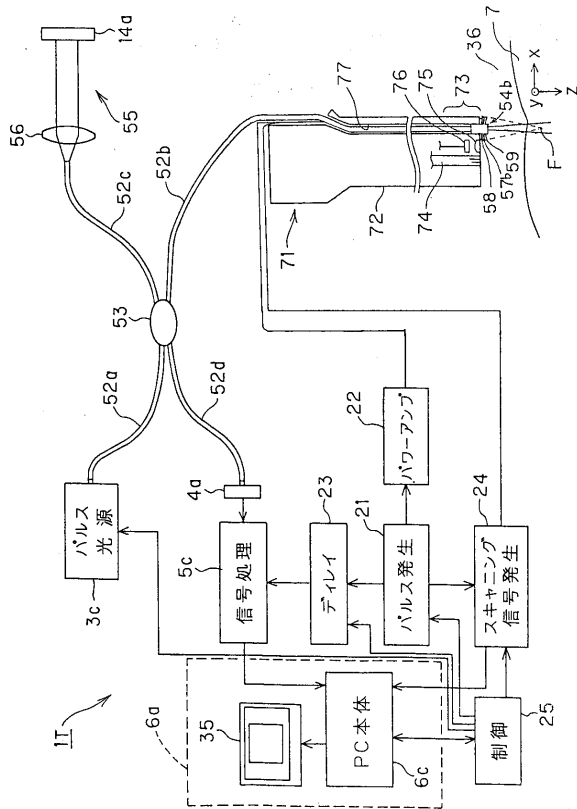
【図 16】



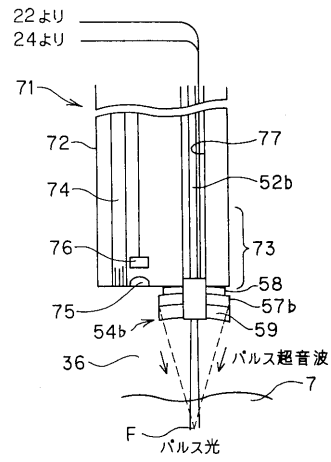
【図 18】



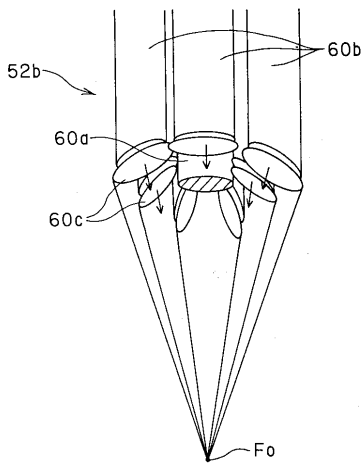
【図 19】



【図 20】



【図 21】



专利名称(译)	被検体情報分析装置、内视镜装置及び被検体情報分析方法		
公开(公告)号	JP2008168038A	公开(公告)日	2008-07-24
申请号	JP2007005679	申请日	2007-01-15
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	五十嵐 誠		
发明人	五十嵐 誠		
IPC分类号	A61B8/12 A61B10/00 A61B1/00		
FI分类号	A61B8/12 A61B10/00.E A61B1/00.300.F A61B1/00.523 A61B1/00.530 A61B1/00.550 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	4C061/HH51 4C061/WW15 4C601/EE06 4C601/FE01 4C601/GA03 4C601/GB17 4C601/HH04 4C601/LL40 4C161/HH51 4C161/WW15		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于分析物体的特征信息的装置，其适于获取物体的特征信息，包括来自物体待检查区域的光的散射信息，并提供内窥镜，以及分析对象的特征信息的方法。解决方案：该装置包括：脉冲超声波发生器2，沿着规定的超声波传输轴向物体产生超声波；脉冲照明光发生器3在一定时间产生脉冲照明光，以允许超声波到达发射超声波的物体内的区域；散射信息提取部分5基于由反射光接收部分4通过该区域接收的光接收信号，向该区域提取光的散射信息；对象信息产生器6产生对应于该区域的对象的特征信息。 Z

