

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02010/143572

発行日 平成24年11月22日 (2012.11.22)

(43) 国際公開日 平成22年12月16日 (2010.12.16)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO 1 N 21/49 (2006.01)	GO 1 N 21/49 Z	2 G O 4 7
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	2 G O 5 9
GO 1 N 29/00 (2006.01)	GO 1 N 29/00 5 O 1	4 C 6 O 1
GO 1 N 21/17 (2006.01)	GO 1 N 21/17 6 1 O	
GO 1 N 21/45 (2006.01)	GO 1 N 21/45 A	
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 27 頁) 最終頁に続く		

出願番号	特願2010-548976 (P2010-548976)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2010/059339		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成22年6月2日 (2010.6.2)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(11) 特許番号	特許第4704519号 (P4704519)	(71) 出願人	304050923
(45) 特許公報発行日	平成23年6月15日 (2011.6.15)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(31) 優先権主張番号	特願2009-141414 (P2009-141414)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(32) 優先日	平成21年6月12日 (2009.6.12)	(74) 代理人	100076233
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	印南 岳晴
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
		(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
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 被検体情報分析装置及び被検体情報分析方法

(57) 【要約】

被検体情報分析装置は、第1の周波数の超音波が照射された被検体における検査対象部位から、第2の周波数の照射光に対する散乱光としての周波数変調された光を受光する光検出器と、周波数変調された光における第1の周波数の整数倍シフトした特定周波数の情報を抽出する情報抽出部と、抽出された特定周波数の情報に基づき、検査対象部位を構成する構成組織の組成比率に関する特徴情報を生成する特徴情報生成部とを有する。

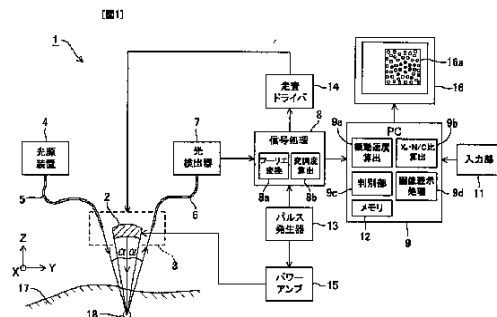


FIG. 1:
4 LIGHT SOURCE DEVICE
7 LIGHT DETECTOR
14 SCAN DRIVER
8 SIGNAL PROCESSING
8a FOURIER TRANSFORM
8b MODULATION DEGREE CALCULATION
13 PULSE GENERATOR
15 POWER AMPLIFIER
9a VIBRATION VELOCITY CALCULATION
9c IDENTIFICATION UNIT
12 MEMORY
9b $X_p/W/C$ RATIO CALCULATION
9d IMAGE DISPLAY PROCESSING
11 INPUT UNIT

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の周波数の超音波が照射された被検体における検査対象部位から、第 2 の周波数の照射光に対する散乱光としての周波数変調された光を受光する受光手段と、

前記周波数変調された光における前記第 1 の周波数の整数倍シフトした特定周波数の情報を抽出する情報抽出手段と、

前記情報抽出手段により抽出された前記特定周波数の情報に基づき、前記検査対象部位を構成する構成組織の組成比率に関する特徴情報を生成する特徴情報生成手段と、

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】

前記特徴情報生成手段は、前記特定周波数の情報を用いて、前記構成組織が細胞核と細胞質とからなるとした場合における前記細胞核が占める体積の割合を表す体積分率、又は細胞核と細胞質とからなるとした場合の細胞核／細胞質比の算出値を前記特徴情報として生成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】

前記情報抽出手段は、さらに前記周波数変調された光の情報から前記第 1 の周波数の整数倍シフトした少なくとも異なる 2 つの特定周波数における強度情報を用いて、前記特徴情報の生成に用いられる前記周波数変調された光の変調度を算出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 4】

前記特徴情報生成手段は、前記特定周波数の情報を用いて、前記構成組織が細胞核と細胞質とからなるとした場合における前記細胞核が占める体積の割合を表す体積分率、又は細胞核と細胞質とからなるとした場合の細胞核／細胞質比の算出値を前記特徴情報として生成す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 5】

さらに、前記第 1 の周波数の超音波が照射されると共に、前記第 2 の周波数の照明光が照射される前記検査対象部位を走査する走査手段と、

走査された各走査位置の前記検査対象部位を構成する構成組織の前記体積分率又は前記細胞核／細胞質比の算出値を画像として表示する表示処理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 6】

前記受光手段は、前記超音波が集束されて照射された前記検査対象部位からの前記散乱光としての周波数変調された光と、前記照射光を反射させて周波数変調を伴わない参照光とを干渉させた干渉光を受光する干渉光受光手段により構成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 7】

前記受光手段は、前記超音波が集束されて照射された前記検査対象部位からの前記散乱光としての周波数変調された光と、前記検査対象部位の周囲における超音波が殆ど照射されていない部分から殆ど周波数変調を伴わない散乱光とを干渉させた干渉光を受光する干渉光受光手段により構成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 8】

前記情報抽出手段は、前記変調度の情報に基づいて、前記超音波が照射された状態における前記構成組織を構成する前記細胞核の振動速度の最大値を算出することを特徴とする請求項 3 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 9】

被検体内における検査対象部位に所定の周波数の光を照射する光照射手段と、

第 1 の周波数の超音波が照射されて超音波振動した前記検査対象部位から前記光の散乱光としての周波数変調された光を受光する受光手段と、

前記周波数変調された光における前記第 1 の周波数の整数倍シフトした特定周波数の情報を光学的または電氣的に抽出する情報抽出手段と、

10

20

30

40

50

前記情報抽出手段により抽出された前記特定周波数の情報を用いて算出される前記検査対象部位を構成する構成組織の組成比率に関する特徴情報に基づいて前記構成組織の性状を判別する判別手段と、

を有することを特徴とする被検体情報分析装置。

【請求項 10】

前記情報抽出手段により抽出された前記特定周波数の情報を用いて算出される前記特徴情報は、前記構成組織が細胞核と細胞質とからなるとした場合における前記細胞核が占める体積の割合を表す体積分率、又は細胞核と細胞質とからなるとした場合の細胞核／細胞質比の算出値であることを特徴とする請求項 9 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 11】

さらに、所定の超音波送信軸に沿って前記被検体内における前記検査対象部位に到達するように前記第 1 の周波数の超音波を照射する超音波照射手段を有し、

前記受光手段は、前記検査対象部位における前記第 1 の周波数の超音波の照射により周波数変調された光を受光することを特徴とする請求項 10 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 12】

前記判別手段は、前記特徴情報の算出値に対して予め算出された閾値と比較することにより、前記構成組織の性状を判別することを特徴とする請求項 10 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 13】

さらに、前記照明光照射手段による所定の周波数の照明光が照射されると共に、前記超音波照射手段による第 1 の周波数の超音波が照射される前記検査対象部位を走査する走査手段と、

走査された各走査位置の前記検査対象部位を構成する構成組織における組織性状を判別した判別結果の情報を画像として表示する表示処理手段を有することを特徴とする請求項 10 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 14】

前記受光手段は、前記超音波が集束されて照射された前記検査対象部位からの前記散乱光としての周波数変調された光と、前記照射光を反射させた周波数変調を伴わない参照光とを干渉させた干渉光を受光する干渉光受光手段により構成されることを特徴とする請求項 9 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 15】

前記受光手段は、前記超音波が集束されて照射された前記検査対象部位からの前記散乱光としての周波数変調された光と、前記検査対象部位の周囲における超音波が殆ど照射されていない部分から殆ど周波数変調を伴わない散乱光とを干渉させた干渉光を受光する干渉光受光手段により構成されることを特徴とする請求項 9 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 16】

前記情報抽出手段は、さらに前記周波数変調された光の情報から前記第 1 の周波数の整数倍シフトした少なくとも異なる 2 つの特定周波数における強度情報を用いて、前記特徴情報の算出に用いられる前記周波数変調された光の変調度を算出することを特徴とする請求項 10 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 17】

前記情報抽出手段は、前記変調度の情報に基づいて、前記超音波が照射された状態における前記構成組織を構成する前記細胞核の振動速度の最大値を算出することを特徴とする請求項 16 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 18】

第 1 の周波数の超音波が照射された被検体における検査対象部位から、第 2 の周波数の照射光に対する散乱光としての周波数変調された光を受光手段が受光する受光ステップと、

前記周波数変調された光の情報から前記第 1 の周波数の整数倍シフトした特定周波数の情報を情報抽出手段が抽出する情報抽出ステップと、

10

20

30

40

50

前記抽出ステップにより抽出された前記特定周波数の情報とに基づき、前記検査対象部位を構成する構成組織の組成比率に関する特徴情報として、２種類のうちの一方の構成組織が占める体積の割合を表す体積分率を体積分率算出手段が算出する体積分率算出ステップと、

前記体積分率算出ステップにより算出された前記体積分率に基づいて前記構成組織の組織性状を判別するための特徴情報を表示手段が表示する表示ステップと、

を備えたことを特徴とする被検体情報分析方法。

【請求項 19】

前記抽出ステップは、前記周波数変調された光の情報から前記第 1 の周波数の整数倍シフトした少なくとも異なる 2 つの特定周波数における強度情報から、前記体積分率を算出するための前記周波数変調された光の変調度の情報を抽出す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。

10

【請求項 20】

表示ステップは、前記体積分率から前記前記構成組織が細胞核と細胞質とからなるとした場合に、算出された細胞核／細胞質比を前記特徴情報として表示す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、超音波が照射された被検体における検査対象部位からの散乱光を受光して、組織性状を判別するための特徴情報を生成する等の分析を行う被検体情報分析装置及び被検体情報分析方法に関する。

20

【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。

例えば、日本国特開 2008-170363 号公報には、被検体としての生体に対し超音波と光を照射し、生体粘膜内部における光と超音波の相互作用による散乱光のドップラシフト量を検出することで、正常組織と癌組織の特徴情報としての散乱係数の違いを検出する分析装置及び方法が開示されている。

30

上記の公報の従来例においては、被検体からの超音波振動による変調光としての超音波変調光を光検出器により検出し、検出した信号の周波数や波長を分析しドップラシフト量を得て、それらを散乱係数に変換している。従ってわずかな散乱係数の差を描出するためには、周波数分解能として僅かなドップラシフト量の変化を分析することが必要となる。

【0003】

上記従来例においては、周波数分解能を高めるためには信号検出のサンプリングレートを上げなければならない。この場合には、わずかな散乱係数の差を描出する信号処理に時間がかかってしまう。また、サンプリングレートを上げる場合、より高速 (高い周波数) で精度の高い信号処理が必要となり、そのためにより高価な装置が必要になってしまう。

40

【0004】

このため、周波数分解能を高める必要なく、検査対象部位を構成する構成組織の特徴情報を生成したり、正常組織か病変組織であるか等の組織性状の判別等の分析ができる被検体情報分析装置やその方法が望まれる。

この場合、構成組織の特徴情報としては、その特徴情報により、構成組織が正常組織か病変組織であるか等を診断又は判別するのに適した情報、又は診断する場合に有効に利用される構成組織の組織比率に関する情報であることが望まれる。

【0005】

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、周波数変調された光に対して高い周波数分解能を必要としないで、被検体における検査対象部位の構成組織の組成比率に関する特

50

微情報の生成等を可能とする被検体情報分析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。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の1形態に係る被検体情報分析装置は、

第1の周波数の超音波が照射された被検体における検査対象部位から、第2の周波数の照射光に対する散乱光としての周波数変調された光を受光する受光手段と、

前記周波数変調された光における前記第1の周波数の整数倍シフトした特定周波数の情報を抽出する情報抽出手段と、

前記情報抽出手段により抽出された前記特定周波数の情報に基づき、前記検査対象部位を構成する構成組織の組成比率に関する特徴情報を生成する特徴情報生成手段と、

を具備したことを特徴とする。

【0007】

また、本発明の1形態に係る被検体情報分析装置は、

被検体内における検査対象部位に所定の周波数の光を照射する光照射手段と、

第1の周波数の超音波が照射されて超音波振動した前記検査対象部位から前記光の散乱光としての周波数変調された光を受光する受光手段と、

前記周波数変調された光における前記第1の周波数の整数倍シフトした特定周波数の情報を光学的または電氣的に抽出する情報抽出手段と、

前記情報抽出手段により抽出された前記特定周波数の情報を用いて算出される前記検査対象部位を構成する構成組織の組成比率に関する特徴情報に基づいて前記構成組織の性状を判別する判別手段と、

を有する。

【0008】

また、本発明の1形態に係る被検体情報分析方法は、

第1の周波数の超音波が照射された被検体における検査対象部位から、第2の周波数の照射光に対する散乱光としての周波数変調された光を受光手段が受光する受光ステップと

、

前記周波数変調された光の情報から前記第1の周波数の整数倍シフトした特定周波数の情報を情報抽出手段が抽出する情報抽出ステップと、

前記抽出ステップにより抽出された前記特定周波数の情報とに基づき、前記検査対象部位を構成する構成組織の組成比率に関する特徴情報として、2種類のうちの一方の構成組織が占める体積の割合を表す体積分率を体積分率算出手段が算出する体積分率算出ステップと、

前記体積分率算出ステップにより算出された前記体積分率に基づいて前記構成組織の組織性状を判別するための特徴情報を表示手段が表示する表示ステップと、

を備えたことを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は本発明の第1の実施形態に係る生体情報分析装置の構成を示すブロック図。

【図2】図2は体積分率と核／細胞質比（N／C比）の関係を示す図。

【図3】図3は第1の実施形態の動作説明用のタイミングチャート。

【図4】図4は第1の実施形態の処理手順の代表例を示すフローチャート。

【図5】図5は本発明の第2の実施形態に係る生体情報分析装置の構成を示すブロック図。

【図6】図6は第2の実施形態の処理手順の代表例を示すフローチャート。

【図7】図7は第2の実施形態の変形例に係る生体情報分析装置の構成を示すブロック図。

10

20

30

40

50

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

(第1の実施形態)

本発明の実施形態を説明する前に、その原理を説明する。

超音波を被検体内部の検査対象部位へ向けて入射させると、超音波の伝搬に応じて被検体内部の検査対象部位を構成する粒子（後述する実施形態においては生体組織を構成する細胞核）に対して振動が誘起される。時刻 t における粒子の振動速度 $v(t)$ は、(1)式で表すことができる。

$$v(t) = v_{\max} \cos(\omega_{US} t) \quad (1)$$

10

ここで、 $v_{\max}$ は粒子の振動速度の最大値、 ω_{US} は超音波の角周波数である。一方、光を被検体内部へ入射させると、上記粒子により散乱される。さらに、入射された光は、粒子の振動によるドップラ効果を受け、入射された光に比べて散乱光の角周波数 $\omega(t)$ は変化し、この角周波数 $\omega(t)$ は(2)式で表すことができる。

【0011】

$$\omega(t) = \omega_0 \cdot c / (c - v(t) \cdot \cos \alpha) = \omega_0 \cdot c / (c - v_{\max} \cos(\omega_{US} t) \cdot \cos \alpha) \\ \omega_0 [1 + v_{\max} \cos(\omega_{US} t) \cdot \cos \alpha / c] \quad (2)$$

ここで、 ω_0 は入射される光の角周波数、 c は被検体中の光速、 α は光と超音波の進行方向とのなす角であり、(2)式の最後において、 $v_{\max} \ll c$ という近似を行っている。

20

ドップラ効果を受けた散乱光の強度 I は、(3)式のように周波数変調される。

$$I = I_0 \cos[\theta(t)] = I_0 \cos[\int \omega(t) dt] = I_0 \cos[\omega_0 t + (\omega_0 / \omega_{US}) \cdot (v_{\max} \cdot \cos \alpha / c) \cdot \sin(\omega_{US} t) + \phi_0] = I_0 \cos[\omega_0 t + m \cdot \cos(\omega_{US} t) + \phi_1] \\ = I_0 \sum_L J_L(m) \cos[(\omega_0 + L \omega_{US}) t + L \pi / 2 + \phi_1] \quad (3)$$

ここで、 I_0 は光の強度の振幅、 $\theta(t)$ は光の位相、 ϕ_0 及び ϕ_1 は初期位相、 $J_L(m)$ は第一種ベッセル関数、 L は整数であり、また、 $\sum_L$ は Σ の右边を、 L が $-\infty$ から $+\infty$ まで変化した場合の総和を取ることを表す。

【0012】

また、 m は変調度であり、(4)式で表わされる。

$$m = (\omega_0 / \omega_{US}) \cdot (v_{\max} \cdot \cos \alpha / c) = \cos \alpha \cdot v_{\max} / (f_{US} \cdot \lambda_0) \quad (4)$$

30

ここで、 f_{US} ($= \omega_{US} / 2\pi$)は超音波の周波数、 λ_0 は入射光の波長である。

(3)式から周波数変調された散乱光のスペクトルは、入射光の角周波数 ω_0 と、この角周波数 ω_0 から超音波の角周波数 ω_{US} の整数倍の角周波数 $L\omega_{US}$ だけシフトしたものを有し、異なる複数のスペクトルの強度情報から、変調度 m を算出することができる。

この場合、原理的には超音波の角周波数 ω_{US} 程度よりも高い周波数分解能であれば、変調度 m を算出することができる。従って、本実施形態では高い周波数分解能を必要としないで、変調度 m を算出できる。なお、後述するように超音波の周波数 f_{US} は、通常、数MHz～数十MHzの周波数範囲内のものが広く用いられる。

【0013】

また、変調度 m を算出することにより、(4)式における粒子の振動速度の最大値 $v_{\max}$ を算出することができる。

40

一方、密度 ρ 、音速 V_{US} 、超音波強度 I_{US} により、振動速度の最大値 $v_{\max}$ は、(5)式で表すことができる。

$$v_{\max} = (2 I_{US} / (\rho V_{US}))^{1/2} \quad (5)$$

さらに、懸濁液に対するUrickのモデルを仮定した場合、懸濁液中の音速 V_{US} は、(6)式で表される。

$$(V_{US,v} / V_{US})^2 = [1 + X_p (K_p^{-1} - K_v^{-1}) / K_v^{-1}] [1 + X_p (\rho_p - \rho_v) / \rho_v] \quad (6)$$

ここで、 $V_{US,v}$ は媒質の音速、 X_p は、媒質中における粒子が占める組成比率としての体積分率（又は体積占有率、単に占有率とも言う）、 ρ は媒質中に粒子が体積分率 X_p

50

で存在する場合の密度、 K は体積弾性率であり、粒子と媒質に対してそれぞれ添字 p と v を付けて区別している。

【0014】

なお、粒子と媒質は、後述するように生体における検査対象部位の構成組織としての細胞を構成する細胞核と細胞質とからなることを想定している。従って、上記体積分率 X_p は、以下の実施形態においては細胞の体積中で細胞核が占める体積の割合に対応する組成比率の情報となる。

また、密度 ρ は、以下の(7)式のように、粒子の体積分率 X_p に粒子の密度 ρ_p を乗算した値と、1から粒子の体積分率 X_p を減算した値に、媒質の密度 ρ_v を乗算した値とを加算したものとして表される。

$$\rho = X_p \rho_p + (1 - X_p) \rho_v \quad (7)$$

(後述する病変組織における細胞核の肥大化による変化の説明のため)粒子の半径が r から r' に変化した場合、粒子の占める体積分率は、(8)式で示す X_p から(9)式で示す X'_p へ変化する。

【0015】

但し、粒子とその周囲の媒質の物性値の変化はないと近似する。

$$X_p = N_o \cdot 4\pi r^3 / (3 \cdot V) \quad (8)$$

$$X'_p = N_o' \cdot 4\pi r'^3 / (3 \cdot V) \quad (9)$$

ここで、 V は超音波が収束されて局所的に照射される超音波照射領域(検査対象部位18の局所領域)の体積、 N_o 、 N_o' はこの超音波照射領域 V 中での粒子の半径の変化前後での粒子数を表わしている。

粒子の半径が r から r' に変化した場合、音速は V_{us} から V'_{us} へ変化し、密度は ρ から ρ' へと変化する。さらに、(5)式より粒子の半径の違いにより、粒子の振動速度の最大値が、 v_{max} から v'_{max} へと変化する。

従って、(4)式より粒子の半径の違いにより、変調度 m が異なるため、異なる複数の L における $J_L(m)$ を測定することにより、その変調度 m を算出し、さらに算出した変調度 m から被検体(における超音波照射領域)を構成する粒子(ないしは粒子状の特性を示す粒子状構成物としての)の体積分率を算出することができる。

【0016】

なお、後述する(13)式のように変調度 m は、複数の L の値、例えば $L=0, 1$ の2つの整数値における $J_L(m)$ の強度を測定することにより算出することができる。

以上の説明から、超音波により周波数変調された光(つまり、超音波変調光)を検出し、その変調度 m を算出することにより、被検体内部の粒子状構成物の体積分率 X_p 又は体積分率変化 ΔX_p の分布を画像化することが可能となる。

生体においては、正常組織と、病変組織としての癌組織を比較した場合、癌組織化により、細胞や細胞核(単に核とも言う)の肥大化などが起こる。特に、正常細胞に比べて癌細胞では、細胞質よりも核増大の比率が高くなる、換言すると核/細胞質比(N/C 比と略記)が増大することが一般的に知られている。

【0017】

このため、検査対象部位(又は診断対象部位)の構成組織としての細胞組織におけるその細胞を構成する核と細胞質の組成比率の特徴情報としての N/C 比の値は、その細胞組織が正常組織であるか病変組織であるかの性状を判別又は診断するための有力な情報となる。従って、本実施形態においては、以下に説明するように、 N/C 比を算出するようにしている。

正常組織と癌組織の N/C 比を、それぞれ $(N/C)_n$ 、 $(N/C)_d$ とすると、それらは(10)式、(11)式のように表すことができる。

【0018】

$$(N/C)_n = (3\pi^{1/2} X_p / 4)^{2/3} \quad (10)$$

$$(N/C)_d = (3\pi^{1/2} X'_p / 4)^{2/3} \quad (11)$$

ここでは、立方体形状の細胞を仮定し、その細胞の一辺の長さを d (その体積は $u_o =$

10

20

30

40

50

d^3 ）、その細胞内の核の半径を r （体積は $u_1 = 4\pi r^3 / 3$ ）、超音波照射領域中の細胞数、即ち核の個数を $N = V / u_o$ 、体積分率 $X_p = u_1 / u_o$ とする。

すると、 N/C 比は、 $N/C = \pi r^2 / d^2$ となることから上記 (10)、(11) 式のように求められる。

これらのことから、超音波変調光の変調度 m は、正常組織、癌組織それぞれの変調度 m_n 、 m_d が異なる値となる。

従って、超音波変調光の変調度 m を算出することによって、被検体内部における検査対象部位を構成する構成組織の特徴情報としての $(N/C)_n$ 、 $(N/C)_d$ を算出して画像化することができる。なお、 $(N/C)_n$ 、 $(N/C)_d$ の代わりに、密接に関係する体積分率 X_p を特徴情報として算出し、画像化しても良い。

10

【0019】

また、特徴情報を算出するための変調度 m を算出する場合には、超音波変調光の特定周波数のスペクトル強度の情報を測定するが必要になる。

上述した説明から分かるように、超音波変調光のスペクトルにおける例えばその基本波と2倍波の間隔は、照射される超音波の周波数 f_{US} となり、変調度 m を算出するために高い周波数分解能が要求されない。原理的には、超音波の周波数 f_{US} 程度よりも高い周波数分解能であれば変調度 m を算出することができる。

従って、本実施形態による装置及び方法は、上述したように従来例における問題点を解消する利点を有する。

次に、被検体による光の吸収（その吸収係数を μ_a とする）による散乱光検出への影響を説明する。被検体が光を吸収する場合には、散乱光の強度は、吸収を考慮していない (3) 式を変形した (12) 式のように表すことができる。

20

【0020】

$$I = I_0 \exp(-\mu_a D) \sum_L J_L(m) \cos[(\omega_0 + L\omega_{US})t + L\pi/2 + \phi_1] \quad (12)$$

ここで、 D は、超音波変調光が被検体内部を伝搬する距離である。この (12) 式により、吸収の影響は、強度の振幅部分にのみ影響する。

このため、(12) 式の右辺におけるスペクトル成分において、(13) 式のように、例えば $L=0$ 及び $L=1$ の0次成分 $I_{f=0}$ と1次成分 $I_{f=f_{US}}$ とを比較することで、吸収の影響を除去して変調度 m を算出することができる。

$$\begin{aligned} I_{f=f_{US}} / I_{f=0} &= I_0 \exp(-\mu_a D) J_1(m) / I_0 \exp(-\mu_a D) J_0(m) \\ &= J_1(m) / J_0(m) \quad m/2 \end{aligned} \quad (13)$$

30

ここで、最右辺は、 $m \ll 1$ の場合に成立する近似となる。

【0021】

また、図2は、(10) 式をグラフで示した図を示す。ここで、横軸は、体積分率 X_p 、縦軸は N/C 比であり、異なる複数の d （細胞の一辺の長さ）に対してその関係式をグラフで描いたものである。

具体的には、 $d = 10 \mu m$ 、 $15 \mu m$ 、 $20 \mu m$ 大の細胞として場合、それらの大きさによらず（曲線が重なる）、体積分率 X_p から一意的に N/C 比を算出できることを示している。

次に図1を参照して、本発明の被検体情報分析装置としての第1の実施形態の生体情報分析装置1の構成を説明する。

40

この生体情報分析装置1は、超音波照射手段（超音波発生手段）としての超音波トランスジューサ2を有する。

この超音波トランスジューサ2は、所定の超音波送信軸に沿って被検体としての（例えば体腔内における）生体17内における検査対象部位（又は分析対象部位）18に到達するように例えば第1の周波数（具体的には上述した周波数 f_{US} ）の超音波を照射（発生）する。

【0022】

この超音波トランスジューサ2は、走査手段としての走査部3に取り付けられており、走査部3により超音波が集束して照射される検査対象部位18を走査（移動）する。この

50

走査部 3 は、超音波トランスジューサ 2 が取り付けられる例えば走査台に、例えば 2 つの方向に走査する圧電素子が行付けられている。

検査対象部位 18 の生体構成組織における主に粒子ないしは粒子状構成物としての核は、集束（フォーカス）された超音波の照射により、（1）式のように局所的に超音波振動する。

また、この生体情報分析装置 1 は、第 2 の周波数（具体的には周波数 $f_0 = \omega_0 / (2\pi)$ ）の光を発生する光源装置 4 を有する。この光源装置 4 は、例えば単一の周波数の光を発生するのに適した例えばレーザダイオード等により構成される。この場合には、光源装置 4 から出射される光は、レーザ光となる。

【0023】

この光源装置 4 で発生した光は、導光部としての光ファイバ 5 の一方の端部に入射される。この光ファイバ 5 は、入射された光を導光してその先端部から出射する。

この先端部も上記走査部 3 における例えば超音波トランスジューサ 2 の一方の側に隣接した位置に配置されている。なお、光ファイバ 5 から出射される光の進行方向と超音波の進行方向との成す角は α である。

この光ファイバ 5 の先端部から出射された光は、生体 17 内の局所領域としての検査対象部位 18 に照射される。この光ファイバ 5 の先端部は、生体 17 の内部の検査対象部位 18 に所定の周波数の光を照射する光照射手段を形成する。なお、この検査対象部位 18 は、走査部 3 の移動により走査される。

【0024】

検査対象部位 18 の局所領域において（主に核が）超音波振動している構成組織は、照射（入射）された光を散乱する光散乱物質として機能する。この光散乱物質による散乱光においては、超音波振動によるドップラ効果により、散乱前の光の周波数 f_0 から周波数が変調された光となる。

また、走査部 3 における超音波トランスジューサ 2 の他方の側に隣接して光ファイバ 6 の先端部が配置されている。

この光ファイバ 6 の先端部には、検査対象部位 18 に照射された光の散乱光が入射される。この光ファイバ 6 に入射される散乱光としての周波数変調された光は、（2）式、又は（3）式で表される。なお、光ファイバ 6 に入射される光の入射角も α に設定されている。

【0025】

この光ファイバ 6 は、その先端部に入射された光を、フォトダイオード等により構成される光検出器 7 に導光する。この光検出器 7 は、散乱光としての周波数変調された光を受光（検出）し、受光した光を光電変換した電気信号としての検出信号を信号処理装置 8 に出力する。

つまり、光検出器 7 は、検査対象部位 18 からの散乱光としての周波数変調された光を受光する受光手段を形成する。なお、光ファイバ 6 を用いることなく、光検出器 7 で散乱光を直接受光するようにしても良い。この場合には、光検出器 7 を走査部 3 に取り付けようにすれば良い。

上記信号処理装置 8 は、散乱光の検出信号を増幅して、A/D 変換した後、フーリエ変換するフーリエ変換回路 8a を有する。

この信号処理装置 8 は、フーリエ変換回路 8a によるフーリエ変換により、特定周波数の強度情報を抽出するためスペクトル強度に分離する。

【0026】

散乱光の強度 I は、フーリエ変換により（3）式の右辺に示すように周波数軸上において光の周波数 f_0 の位置から超音波の周波数 f_{us} の整数倍（ $L=0, \pm 1, \pm 2, \dots$ ）だけ、シフトした周波数位置（但し 0 の場合にはシフトしていない）で、それぞれ $I_0 J_L(m)$ の強度を持つ特定周波数の強度の情報に分離（抽出）される。なお、吸収の影響を考慮すると共通となる因子が付加される。

つまり、このフーリエ変換回路 8a は、超音波の周波数 f_{us} の整数倍シフトした特定

10

20

30

40

50

周波数の情報を電氣的に抽出する情報抽出手段の機能を持つ。なお、第2の実施形態においては、光学的な干渉を利用して、超音波の周波数 f_{US} の整数倍シフトした特定周波数の情報を、光学的に抽出する情報抽出手段を形成する。

【0027】

特定周波数の情報、又はこれに相関する情報を抽出する情報抽出手段として、フーリエ変換回路8a、（以下に説明する）変調度mを算出する変調度算出部8b、（この変調度mに相関する）振動速度の最大値 v_{max} を算出する振動速度算出部9aの少なくとも1つと見なすこともできる。

この信号処理装置8は、特定周波数の強度の情報から、（特定周波数の情報としての）変調度mを算出する変調度算出部8bの機能を有する。

この変調度算出部8bは、例えば（13）式に示すように散乱光の強度Iにおける $L=0$ 及び $L=1$ のスペクトル強度に相当する0次成分 $I_{f=0}$ と1次成分 $I_{f=f_{US}}$ との比を算出することにより変調度mを算出する。

【0028】

$L=0$ 及び $L=1$ の0次成分 $I_{f=0}$ と1次成分 $I_{f=f_{US}}$ の比から変調度mを算出する場合に限定されるものでなく、他のLの値（例えば $L=2, 3$ 等）を用いて変調度mを算出するようにしても良い。なお、吸収の影響を除去して変調度mを算出するために、少なくとも2つの異なるLの値を用いることが望ましい。

この信号処理装置8は、算出した変調度mの情報をパーソナルコンピュータ（PCと略記）9に出力する。なお、信号処理装置8が、特定周波数の情報としての変調度mを算出する場合に限定されるものでなく、PC9が変調度mを算出する構成にしても良い。つまり、PC9が、信号処理装置8の機能を備えた構成にしても良い。

このPC9は、変調度mの情報と、入力部11から操作者により入力される（1）式における光と超音波の進行方向の成す角 α 、光の波長 λ_0 、超音波の周波数 f_{US} 等の情報を用いて（4）式の粒子に対応する核の振動速度の最大値 v_{max} を算出する。つまり、PC9は、振動速度の最大値 v_{max} を算出する振動速度算出部9aの機能を持つ。

【0029】

なお、PC9は、例えばメモリ12を内蔵し、入力部11等から入力された角 α 、光の波長 λ_0 、超音波の周波数 f_{US} 等の情報を格納する。そして、PC9は、このメモリ12に格納された情報を参照することにより、信号処理装置8から入力される変調度mから振動速度の最大値 v_{max} を算出する。なお、PC9は、入力される変調度mや、算出した振動速度の最大値 v_{max} もメモリ12に格納する。

また、PC9は、算出した振動速度の最大値 v_{max} に対して、（5）式の関係を利用して、（6）式、（7）式を用いて、細胞核の占める体積分率 X_p をパラメータとしたフィッティングを行う。

PC9は、このフィッティングにより、（5）式で得られた振動速度の最大値 v_{max} となる場合の検査対象部位18の構成組織としての細胞組織の組成比率に関する特徴情報としての核の体積分率 X_p を算出する。

【0030】

また、PC9は、体積分率 X_p を算出した後、この体積分率 X_p の算出値を用いて核と細胞質の組成比率の特徴情報としてのN/C比を算出する。

つまり、PC9は、特徴情報としての体積分率 X_p 及びN/C比を算出する体積分率・N/C比算出部（図1では $X_p \cdot N/C$ 比算出と略記）9bを有する。この体積分率・N/C比算出部9bは、検査対象部位18の構成組織の組成比率に関する特徴情報を生成する特徴情報生成手段の機能を持つ。

【0031】

なお、本実施形態における体積分率・N/C比算出部9bは、体積分率 X_p 及びN/C比を算出する構成で示しているが、この構成に限定されるものでなく、体積分率を算出する体積分率算出部のみ又は、N/C比を算出するN/C比算出部のみを備えた構成にしても良い。

10

20

30

40

50

【0032】

また、図1に示すように信号処理装置8は、例えばパルス状超音波を発生させるための超音波駆動信号を発生するパルス発生器13から発生される高周波パルスに（所定時間ずれた状態で）同期して走査ドライバ14に対して、走査させるための走査制御信号を出力する。

【0033】

パルス発生器13は、超音波トランスジューサ2からパルス状の超音波を発生させるための高周波パルスを発生し、この高周波パルスはパワーアンプ15により増幅されて超音波トランスジューサ2に印加される。超音波トランスジューサ2は、印加された高周波パルスによりパルス状の超音波を出射する。

なお、この高周波パルスは、図3に示すように超音波トランスジューサ2を周波数 f_{US} で超音波振動させる例えば数周期分程度の正弦波を含むパルスである。超音波トランスジューサ2は、この正弦波の周波数 f_{US} で超音波振動し、このパルス状の超音波を凹面状の出射面から超音波送信軸に沿って出射する。

この場合の超音波の周波数 f_{US} は、例えば数MHzから数10MHz程度である。この周波数 f_{US} を高くした方が空間的な分解能を高くすることができる。但し、生体17の場合、周波数を高くした場合には、生体17内部での減衰も大きくなる。

【0034】

なお、図1においては、模式的に超音波トランスジューサ2を生体17の表面から離間した配置状態で示しているが、このように離間した配置の場合には、図示しない超音波トランスジューサ2と生体17との間に超音波を（少ないロスで）伝達する超音波伝達部材又は超音波伝達媒体が介挿される。超音波伝達部材等を介挿しないで、生体17の表面から、その内部に超音波を出射させるようにしても良い。

また、パルス発生器13は、高周波パルスをディレイした図3に示すタイミングパルスを信号処理装置8に出力する。このディレイ時間は、超音波トランスジューサ2からパルス状の超音波が出射された後、その超音波が検査対象部位18に達する時間程度である。この時間を図3においてTdで示している。

【0035】

換言すると、信号処理装置8は、このディレイ時間だけディレイされたパルスが入射されたタイミングにおいては、（走査により移動される）検査対象部位18において超音波振動で変調された光が、光検出器7により散乱光の検出信号として検出されるタイミングとなる。つまり、このパルスは、検出信号を検出させるタイミングパルスの機能を持つ。

そして、信号処理装置8は、そのタイミングパルスの例えば立ち上がりエッジのタイミングから検出信号を取り込み、さらにフーリエ変換等の信号処理（図3において信号処理と表記）を行い、変調度mを算出してPC9に出力する。

また、変調度mを算出する信号処理（又は検出信号の取り込み）を終了すると、信号処理装置8は、走査ドライバ14に対して図3に示す走査制御信号（次の検査対象部位18に移動するための信号）を出力する。

【0036】

走査ドライバ14は、この走査制御信号を受けて1ステップ分だけ走査部3を移動す駆動信号を出力する。なお走査部3は、例えばXY平面、つまり水平面に沿って2次元的な走査範囲をカバーするように走査可能である。なお、XY平面に限らず、XZ平面又はYZ平面で走査可能にしても良い。

従って、信号処理装置8には、超音波照射及び光照射がされる局所領域としての検査対象部位の位置（走査位置とも言う）が少しずつ移動（走査）された状態での散乱光の検出信号が入力される。

上記PC9は、信号処理装置8から入力される変調度mから、検査対象部位18の走査位置に関連付けて、検査対象部位18の走査位置における構成組織の特徴情報となる体積分率 X_p とN/C比とをメモリ12に格納すると共に、表示手段としてのモニタ16に画

10

20

30

40

50

像として出力する。

【0037】

なお、本実施形態においては、特徴情報としての体積分率 X_p と N/C 比との両方を算出する場合で説明するが、一方のみを算出するようにしても良い。また、画像として表示する場合においても両方を画像として表示する場合に限らず、一方のみを表示しても良い。また、術者等が選択した一方又は両方を画像として表示するようにしても良い。

また、PC9のメモリ12には、細胞組織の性質又は状態、つまり（細胞）組織性状が異なる臓器、又は部位における正常組織と病変組織との場合において、予め算出された体積分率 X_p 、又は N/C 比から両組織を判別する閾値 X_{th} 、 $(N/C)_{th}$ の情報がテーブル化等して格納されている。なお、 X_{th} は体積分率 X_p の場合での閾値、 $(N/C)_{th}$ は N/C 比の場合での閾値を表す。

10

【0038】

そして、PC9の判別手段としての判別部9cは、このメモリ12に格納された両組織を判別するための特徴情報の閾値 X_{th} 、又は $(N/C)_{th}$ を用いて、実際に測定された検査対象部位18の構成組織の性状を判別する。

この場合、判別部9cは、検査対象部位18からの散乱光の検出により算出された変調度 m 等に基づいて算出された特徴情報としての体積分率 X_p 、又は N/C 比を、予め判別を行うために算出しておいた参照情報としての閾値 X_{th} 、又は $(N/C)_{th}$ と比較器等で比較して、比較結果から正常組織であるか病変組織であるかの組織性状の判別を行う。

20

具体的にはPC9の判別部9cは、体積分率 X_p が閾値 X_{th} 未満であると正常組織であると判別し、が閾値 X_{th} 以上であると病変組織であると判別する。

【0039】

同様に、判別部9cは、 N/C 比が閾値 $(N/C)_{th}$ 未満であると正常組織であると判別し、が閾値 $(N/C)_{th}$ 以上であると病変組織であると判別する。

また、PC9の判別部9cは、この判別結果の情報（判別情報とも言う）を、上記メモリ12における特徴情報としての体積分率 X_p 、又は N/C 比に付加又は関連付けて記憶する。

そして、PC9は、メモリ12に格納された特徴情報をモニタ16において画像として表示する場合、PC9は、この判別結果の情報も付加して表示する処理を行う。つまりPC9の画像表示処理部9dは、特徴情報を、その特徴情報に関する判別結果の判別情報も付加して画像として表示する表示処理手段の機能を有する。

30

【0040】

この場合、PC9の画像表示処理部9dは、特徴情報が閾値未満の場合には、その特徴情報を例えばモノクロの輝度値で表示させると共に、特徴情報が閾値以上の場合には、例えば赤色で着色して表示させる。なお、着色する場合、赤色に限定されない。

つまり、PC9は、走査範囲内における各検査対象部位18（走査位置）の特徴情報を、判別結果の情報を付加してモニタ16で表示させる画像表示処理を行う。

術者は、モニタ16に画像として表示される情報から例えば赤色で表示される部分が病変組織である可能性が高いことを知ることができ、その部分を注意して診断することにより、効率的な診断を行い易くなる。

40

次に本実施形態の生体情報分析装置1の動作、換言すると被検体情報分析方法の第1の実施形態としての生体情報分析方法の処理手順を図4を参照して説明する。最初のステップS1において、術者は、初期設定を行う。

【0041】

この初期設定において、術者は生体17における診断又は検査を行おうとする臓器（又は部位）を指定したり、変調度 m や、振動速度の最大値 v_{max} や、体積分率 X_p 等の算出に必要な情報を入力する。入力された情報は、例えばメモリ12に格納され、それらの情報が保持され、必要に応じて参照される。

この場合、術者は、生体情報分析装置1において予め用意された情報の一覧から該当す

50

るものを選択して行うことができるようにしても良い。

次のステップS2において例えば信号処理装置8は、検査対象部位18の走査位置を表すパラメータ k を初期値 $k=1$ にセットする。ここで、パラメータ k は、例えば水平面上の走査範囲となるX方向の走査範囲のパラメータとY方向の走査範囲のパラメータを含む。

【0042】

次のステップS3において光源装置4による光は、光ファイバ5を経て生体17の検査対象部位18内の初期設定の走査位置 $R_k (=R_1)$ に照射される。この走査位置 R_k は、 $R_k(x, y, z)$ における3次元の位置座標を省略して表している。

ステップS3に示すように光源装置4は、例えばレーザ光を発生するレーザダイオードを用いることができる。なお、このレーザ光は、連続光でもパルス光でも良い。図3では連続光の場合で示している。

また、ステップS4に示すようにパルス発生器13からの例えば所定周期で発生する高周波パルスに基づいて超音波トランスジューサ2は、パルス状の超音波を出射する。出射された超音波は、走査位置 R_k 、つまり各検査対象部位18において集束する。

【0043】

その走査位置 R_k において、生体構成組織は、超音波振動し、その超音波振動した生体構成組織によりレーザ光は散乱される。

ステップS5に示すように超音波振動により周波数変調された散乱光の光強度 I は、光ファイバ6を経て光検出器7により検出(受光)される。光検出器7は、検出した検出信号を信号処理装置8に出力する。

換言すると、このステップS5の処理において、受光手段としての光検出器7により第1の周波数の超音波が照射された生体17の検査対象部位18から、第2の周波数の照射光に対する散乱光としての周波数変調された光を受光する。

信号処理装置8は、パルス発生器13からのタイミングパルスに同期して、この検出信号を取り込み、A/D変換して信号処理装置8内のメモリに格納する。

【0044】

また、ステップS6に示すようにこの信号処理装置8内部のフーリエ変換回路8aは、散乱光の光強度 I の検出信号をA/D変換した時系列の強度データ $I(t)$ から周波数データ $I(f)$ に変換する。ここで f は、信号データ $I(f)$ が周波数を変数とした信号データであることを表している。

また、 I と $I(t)$ とはアナログ量であるかデジタル量であるかの違いを除くと同じである。フーリエ変換回路8aは、強度データ $I(t)$ から(3)式の右辺に示すような超音波の周波数 f_{us} の整数 L 倍シフトした特定周波数 Lf_{us} の強度情報としてのスペクトル強度を分離抽出する。従って、ステップS6の処理は、超音波の周波数 f_{us} の整数 L 倍シフトした特定周波数の情報を抽出する情報抽出ステップの機能を持つ。

【0045】

そして、ステップS7に示すように信号処理装置8の変調度算出部8bは、例えば(13)式により、特定周波数の強度情報から特定周波数の情報としての変調度 m を算出する。なお、(13)式から、変調度 m を算出する場合に限定されるものでない。信号処理装置8は、算出した変調度 m の情報をPC9に出力する。

ステップS8に示すようにPC9は、この変調度 m と、メモリ12に格納されている角 α 、光の波長 λ_0 、超音波の周波数 f_{us} 等の情報を用いて(4)式の粒子に対応する核の振動速度の最大値 v_{max} を算出する。

また、次のステップS9においてPC9は、算出した振動速度の最大値 v_{max} に対して、(5)式の関係を利用して、(6)式、(7)式を用いて、核の占める体積分率 X_p をパラメータとしたフィッティングを行う。

【0046】

そして、PC9は、ステップS9において最も良くフィットするパラメータの値から、算出された振動速度の最大値 v_{max} に該当する特徴情報としての核の体積分率 X_p を算出す

る。

なお、(5)、(6)、(7)の関係を満たすように振動速度の最大値 v_{max} 、超音波強度 I_{US} 、音速 V_{US} 等の値を変えた場合にフィットする体積分率 X_p の値を予めテーブル化して用意しても良い。この場合には、テーブルを参照することにより、体積分率 X_p の値を算出することができる。

また、PC9は、体積分率 X_p を算出した後、この体積分率 X_p を用いて組成比率の特徴情報としての N/C 比を算出する。つまり、PC9は、ステップS9において、特定周波数の情報に基づき、検査対象部位18の構成組織の特徴情報としての体積分率及び N/C 比を算出する。

【0047】

また、ステップS10に示すようにPC9は、算出した体積分率 X_p と N/C 比とを走査位置 R_k (又はパラメータ k) に関連付けてメモリ12に保存(格納)する。この場合、PC9は、判別部9cによる判別結果の情報もメモリ12に保存する。

次のステップS11において信号処理装置8は、走査が終了か否かを判別する。信号処理装置8は、走査が終了していない場合には、ステップS12に示すようにパラメータ k を $k+1$ に変更する。

このパラメータ k の変更により、信号処理装置8が走査ドライバ14に対して1ステップ分、例えば水平方向(におけるX方向)に移動させる図3に示す走査制御信号を出力する。

【0048】

そして、ステップS13に示すように走査ドライバ14は、走査部3の圧電素子に、図3に示す駆動信号を印加して、1ステップ分例えば水平方向(におけるX方向)に移動する。

この処理の後、ステップS3の処理に戻る。ステップS3においては、走査位置 R_k は R_2 となり、この走査位置 $R_k (=R_2)$ に対して同様の処理が行われる。このようにして、例えば、X方向に対して所定の走査範囲が終了すると、Y方向に対しても同様の走査が行われる。

このようにして、X方向及びY方向、つまり2次元の所定の走査範囲の走査が終了すると、ステップS11の次にステップS14の処理に移る。

【0049】

このステップS14においてPC9は、メモリ12に保存した所定の走査範囲における特徴情報としての体積分率 X_p と N/C 比の値の情報と、その判別情報とを読み出す。そして、モニタ16の表示画面上に、走査範囲における特徴情報としての例えば体積分率 X_p 又は N/C 比の値に対応する輝度値と、その判別情報とを画像として表示する。

つまり、PC9は、ステップS14において、算出した体積分率 X_p に基づいて、検査対象部位18の生体構成組織の組織性状を判別するための特徴情報としての N/C 比を画像化して表示した後、図4に示す処理を終了する。

N/C 比を画像化して表示する場合、例えばその位置での密度 ρ の輝度値がモノクロで表示されるが、閾値 ρ_{th} 以上であると、その位置での密度が赤色で表示される。

【0050】

図1はモニタ16の表示画面上に走査範囲における例えば N/C 比の輝度値を、その判別情報を付加して画像化した表示情報16aの概略を示す。走査範囲における中央付近においては閾値 $(N/C)_{th}$ 以上の N/C 比が算出されたため、赤色(図面では黒丸)で表示され、他の部分では $(N/C)_{th}$ 未満の N/C 比が算出されたため、モノクロ(図面では白丸)で表示される。

術者は、モニタ16に画像として表示される表示情報16aから赤色で表示される部分が病変組織である可能性が高いことを知ることができ、その部分を注意して診断することにより、効率的な診断を行うことができる。

このように本実施形態によれば、超音波照射時における散乱光を検出する場合、周波数変調された光に対して高い周波数分解能を必要としないで、検査対象部位の構成組織の組

10

20

30

40

50

成比率に関する特徴情報としての体積分率や核／細胞質比（N／C比）を生成したり、検査対象部位の構成組織の性状の判別を行うことを可能とする。

【0051】

また、本実施形態によれば、高い周波数分解能を必要としないので、信号処理に時間がかかってしまうことなく、また高価な装置を必要としないで、検査対象部位の構成組織の組成比率に関する特徴情報としての体積分率や核細胞質比（N／C比）を生成したり、検査対象部位の構成組織の性状の判別を行うことができる。

また、本実施形態により、体積分率やN／C比を画像化して表示したり、さらに判別結果の情報を付加して表示することによって、術者等に対して効率的な診断を行い易い環境を提供できる。

【0052】

（第2の実施形態）

次に図5を参照して本発明の被検体情報分析装置の第2の実施形態の生体情報分析装置1Bを説明する。図5は、第2の実施形態の生体情報分析装置1Bの構成を示す。この生体情報分析装置1Bは、基本的には、第1の実施形態の生体情報分析装置1において、信号対雑音比を向上する手段を付加した構成である。

本実施形態における光源装置4bの光は、光ファイバ5aの一端に入射され、この光ファイバ5aの途中には光カプラ21が設けてあり、この光ファイバ5aにより導光された光は光カプラ21において走査部3側に延出された光ファイバ5bと、参照ミラー22側に延出された光ファイバ5cとに分岐される。

光ファイバ5bの先端部は、第1の実施形態と同様に走査部3に取り付けられている。但し、図5の実施形態例においては、この光ファイバ5bの先端部を、例えば超音波トランスジューサ2における中心部に設けた開口23に臨むように配置している。

【0053】

そして、この光ファイバ5bは、光源装置4bからの光をその先端部から検査対象部位18に向けて出射すると共に、この光ファイバ5bの先端部には検査対象部位18において散乱された散乱光が入射される。

従って、この光ファイバ5bは、第1の実施形態における光ファイバ5と光ファイバ6との機能を兼ねる。この光ファイバ5bに入射された散乱光は、光カプラ21からその一部が光検出器7に導光する光ファイバ5dに入射される。

また、光源装置4bから光カプラ21を経て光ファイバ5cに導光された光は、この光ファイバ5cの先端に対向配置された参照ミラー22により反射されて、再び光カプラ21に戻る。

【0054】

この場合、光カプラ21から光ファイバ5c側に導光された光が参照ミラー22により反射されて光カプラ21に参照光として戻る光路長（参照光用光路長）と、光カプラ21から光ファイバ5b側に導光された光が検査対象部位18で散乱されて再び光ファイバ5bを経て光カプラ21に（測定対象の測定光として）戻る光路長（測定光用光路長）とが殆ど一致するように設定されている。

また、この実施形態においては、光源装置4bにより発生される光は、例えば低干渉性の光であり、この低干渉性の光は上記の光路長差が例えば数10 μ m程度以上異なると干渉しなくなるコヒーレント長が短い光である。

従って、光源装置4bからの光は、光ファイバ5aを経て、光ファイバ5bと光ファイバ5cとに分岐し、光ファイバ5bを経て検査対象部位18側において散乱されて再び光ファイバ5bに入射された光は、参照光用光路長と殆ど等しくなる光路長の場合に該当する検査対象部位18の近傍からの散乱光のみが参照光と干渉する。

【0055】

第1の実施形態で説明したように散乱光は、（散乱前の）光の角周波数 ω_0 からドップラ効果により（3）式で表されるように超音波の角周波数 ω_{us} の整数倍シフトしたスペクトルを有している。参照光と光学的に干渉させた干渉光は、両者における共通の角周波

10

20

30

40

50

数 ω_0 の差の光成分となる、 $\pm 1 * \omega_{US}$ 、 $\pm 2 * \omega_{US}$ 、 $\pm 3 * \omega_{US}$ 、…の低周波のヘテロダイン検波された光となる。

この干渉光は、光ファイバ5dを経て光検出器7により受光され、光電変換されて検出信号となり、信号処理装置8に入力される。第1の実施形態においては光検出器7により受光した検出信号から特定周波数の情報を電氣的に抽出した。これに対して、本実施形態においては、参照光と干渉させることにより、光学的に特定周波数の情報を抽出する構成にしている。つまり、本実施形態の受光手段としての光検出器は、散乱光と参照光との干渉光を受光する干渉光受光手段の機能を持つ。なお、後述する変形例においては、より簡略な構成で類似した機能を持つ干渉光受光手段を形成する。

【0056】

また、本実施形態においては、超音波トランスジューサ2から検査対象部位18に超音波を照射して検査対象部位18内の生体構成組織を超音波振動させる超音波の進行方向と、光の照射及び検出する方向とのなす角 α が殆ど0、つまり両方向が殆ど一致している。

【0057】

信号処理装置8は、例えば第1の実施形態のようにヘテロダイン検波された検出信号におけるフーリエ変換により周波数データに分離（変換）して、その場合の特定周波数の強度から変調度 m を算出する。

その他の構成は、第1の実施形態と同様であり、その説明を省略する。

また、本実施形態は、第1の実施形態においては散乱光を検出していたのを、ヘテロダイン検波した干渉光を検出すると読み替える（置換する）ことにより、第1の実施形態と同様の動作となる。図6は、本実施形態の動作、換言すると被検体情報分析方法の第2の実施形態の生体情報分析方法の処理手順の代表例のフローチャートを示す。

図6に示すフローチャートは、図4のフローチャートにおけるステップS5の処理がステップS25のように変更される。ステップS25において、周波数変調された散乱光は、参照ミラー22で反射された参照光と干渉して、光の周波数 f_0 に比較すると遙かに低い周波数成分となる干渉光として光検出器7により検出される。そして、光検出器7は、検出した検出信号を信号処理装置8に出力する。

【0058】

信号処理装置は、第1の実施形態の場合と比較すると十分に低い信号帯域の検出信号に対して、第1の実施形態と同様にステップS6に示すようにフーリエ変換する。次の、ステップS7において変調度 m を算出する。算出された変調度 m を用いて次のステップS8等、図4に示した処理と同様の処理を行う。そして、モニタ16には、 N/C 比の画像が判別情報を付加した状態で表示される。

本実施形態は、散乱光を、光の周波数 f_0 の参照光と干渉させることにより、信号帯域が十分に低い干渉光成分を検出するようにしているので、より高精度に特定周波数の情報としての変調度 m を算出することが可能となる。そして、この変調度 m から特徴情報としての体積分率 X_p や N/C 比を算出することができる。

【0059】

また、干渉光の信号帯域は、第1の実施形態の場合に比較すると十分に低帯域となるので、第1の実施形態よりも低速の信号処理装置を用いることができる。その他、第1の実施形態と同様の効果を有する。

次に図7を参照して本実施形態の変形例の生体情報分析装置1Cを説明する。この生体情報分析装置1Cは、図5に示す生体情報分析装置1Bにおいて、参照光を生成する光ファイバ5c及び参照ミラー22を有しない構成である。

また、本変形例においては、図5に示す生体観測装置1Bにおける光源装置4bの代わりに、光源装置4cを採用している。

この光源装置4cは、例えばレーザダイオード（LD）によるレーザ光又は発光ダイオード（LED）によるLED光を発生する。

【0060】

図5における第2の実施形態においては、散乱光を、散乱光側とは別の参照ミラー22で

10

20

30

40

50

反射された参照光と干渉させる構成にしていた。この場合、検査対象部位 18 近傍からの散乱光のみと選択的に干渉させるために参照光用光路長を測定光用光路長の値に設定すると共に、コヒーレント長が十分に短い低干渉性光源を用いていた。

これに対して、本変形例は、低干渉性光源の低干渉性光よりはコヒーレント長が長い光を発生する LD 等の光源を用い、検査対象部位 18 近傍からの散乱光と、この検査対象部位 18 の周囲部分の散乱光との干渉光を検出する。

つまり、検査対象部位 18 の周囲部分においては、集束された超音波のフォーカス位置から外れているので、その周囲部分で散乱された散乱光は、入射光の周波数 f から周波数シフトを伴わない散乱光となる。つまり、周囲部分は、殆ど超音波振動していないために、その周囲部分での散乱光は周波数シフトを伴わない。

10

【0061】

そして、超音波がフォーカスされた検査対象部位 18 から周波数変調された散乱光と、周波数シフトを伴わない散乱光とが干渉した干渉光も光ファイバ 5b に入射され、光検出器 7 は、この干渉光成分を検出信号として検出する。光検出器 7 により検出された検出信号に対する信号処理は、図 5 の場合と同様である。

本変形例によれば、図 5 の場合よりも簡略な構成により、殆ど同様の作用効果を得ることができる。

なお、本発明は、上述した実施形態を変形した構成にしても良い。例えば、第 1 の実施形態における信号処理装置 8 が、PC 9 の機能を含む構成にしても良い。

【0062】

20

また、この場合、信号処理装置 8 内に、図 4 に示したフローチャートの処理手順に従って、生体情報分析装置 1 を動作させる制御プログラムを格納した制御プログラム格納部を設けた構成にしても良い。また、PC 9 が信号処理装置 8 の機能を含む構成にしても良い。

また、走査部 3 を 3 次元的に走査することができる構成にしても良い。また、3 次元における任意の平面を選択設定して、生体 17 の組織性状の判別を含む分析や観測を行えるようにしても良い。この場合、図 5 の構成を用いると、深さ方向に走査する場合には参照ミラー 22 も深さ方向の走査に連動して移動するようにすれば良い。

これに対して、図 5 の構成の代わりに図 7 の構成を用いると、参照ミラー 22 の移動が不必要となり、制御系の構成も簡単に済むメリットがある。

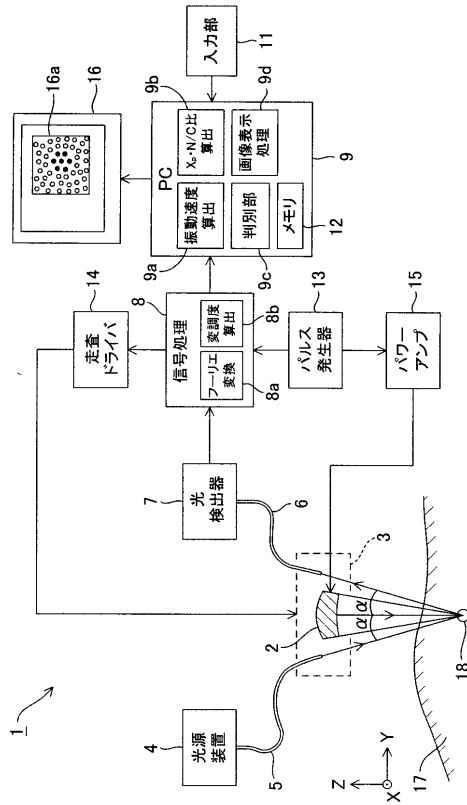
30

なお、上述した実施形態等を部分的に組み合わせる等して構成される実施形態も本発明に属する。

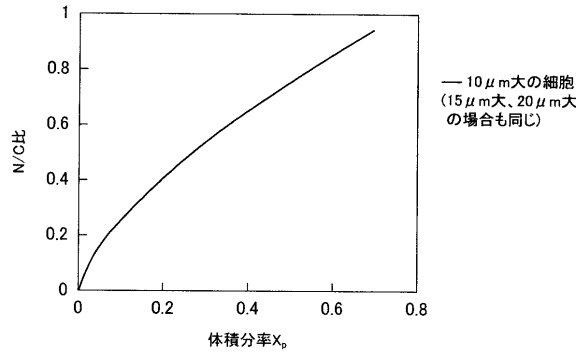
【0063】

本出願は、2009 年 6 月 12 日に日本国に出願された特願 2009-141414 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

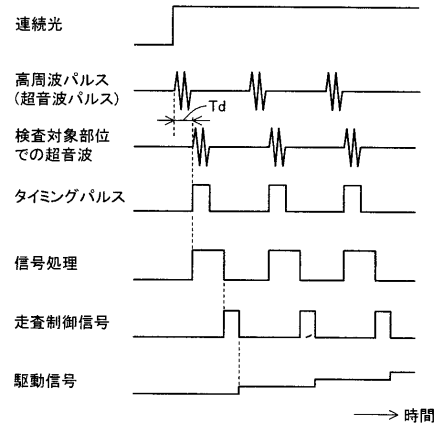
【図 1】



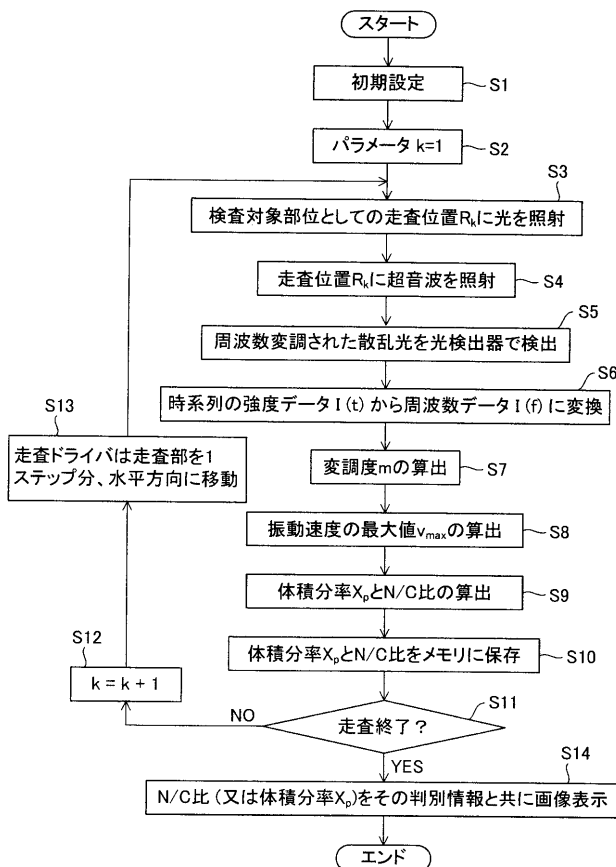
【図 2】



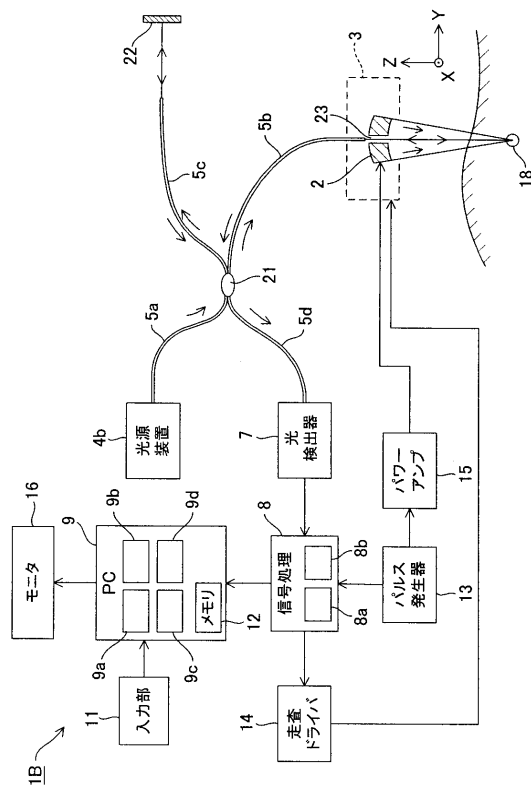
【図 3】



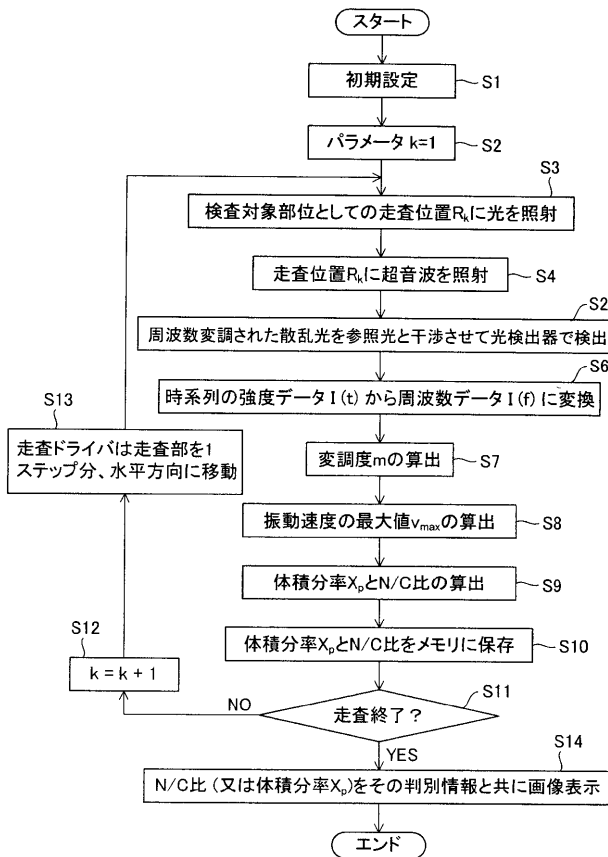
【図 4】



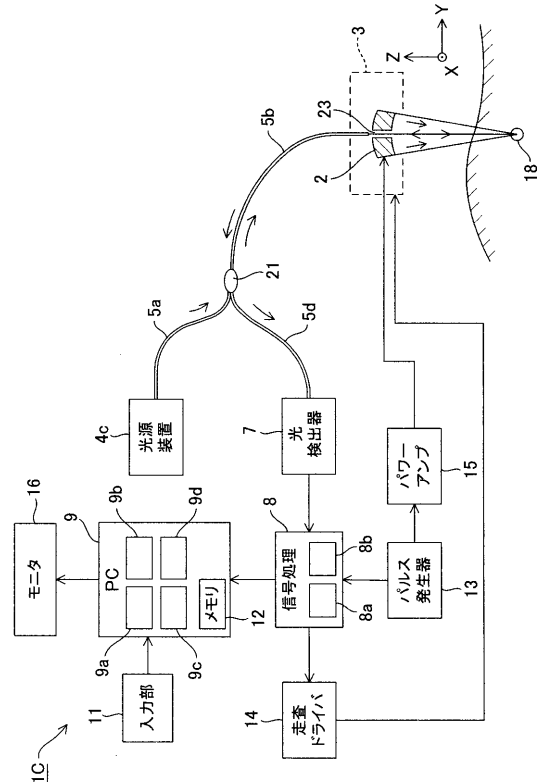
【図 5】



【図 6】



【图 7】



【手續補正書】

【提出日】平成22年12月14日(2010.12.14)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 0 6

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 0 6 】

本発明の一態様に係る被検体情報分析装置は、

第 1 の周波数の超音波が照射された被検体における検査対象部位から、第 2 の周波数の照射光に対する散乱光としての周波数変調された光を受光する受光手段と、

前記周波数変調された光における前記第 1 の周波数の整数倍シフトした特定周波数の情報を抽出する情報抽出手段と、

前記情報抽出手段により抽出された前記特定周波数の情報を用いて、前記検査対象部位を構成する構成組織の組成比率に関する特徴情報として、前記構成組織が細胞核と細胞質とからなる場合における前記細胞核が占める体積の割合を表す体積分率、又は細胞核／細胞質比の算出値を生成する特徴情報生成手段と、

を具備することを特徴とする。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】 0 0 0 7

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 0 7 】

また、本発明の他の態様に係る被検体情報分析装置は、

被検体内における検査対象部位に所定の周波数の光を照射する光照射手段と、

第1の周波数の超音波が照射されて超音波振動した前記検査対象部位から前記光の散乱光としての周波数変調された光を受光する受光手段と、

前記周波数変調された光における前記第1の周波数の整数倍シフトした特定周波数の情報を光学的または電氣的に抽出する情報抽出手段と、

前記情報抽出手段により抽出された前記特定周波数の情報を用いて算出される前記検査対象部位を構成する構成組織の組成比率に関する特徴情報に基づいて前記構成組織の性状を判別する判別手段と、

を有し、

前記情報抽出手段により抽出された前記特定周波数の情報を用いて算出される前記特徴情報は、前記構成組織が細胞核と細胞質とからなる場合における前記細胞核が占める体積の割合を表す体積分率、又は細胞核／細胞質比の算出値であることを特徴とする。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

また、本発明の一態様に係る被検体情報分析方法は、

第1の周波数の超音波が照射された被検体における検査対象部位から、第2の周波数の照射光に対する散乱光としての周波数変調された光を受光手段が受光する受光ステップと、

前記周波数変調された光の情報から前記第1の周波数の整数倍シフトした特定周波数の情報を情報抽出手段が抽出する情報抽出ステップと、

前記抽出ステップにより抽出された前記特定周波数の情報とに基づき、前記検査対象部位を構成する構成組織の組成比率に関する情報として、2種類のうちの一方の構成組織が占める体積の割合を表す体積分率を体積分率算出手段が算出する体積分率算出ステップと、

前記体積分率算出ステップにより算出された前記体積分率に基づいて前記構成組織の組織性状を判別するための特徴情報として、前記体積分率から前記構成組織が細胞核と細胞質とからなる場合に算出された細胞核／細胞質比を表示手段が表示する表示ステップと、

を備えることを特徴とする。

【手続補正4】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の周波数の超音波が照射された被検体における検査対象部位から、第2の周波数の照射光に対する散乱光としての周波数変調された光を受光する受光手段と、

前記周波数変調された光における前記第1の周波数の整数倍シフトした特定周波数の情報を抽出する情報抽出手段と、

前記情報抽出手段により抽出された前記特定周波数の情報を用いて、前記検査対象部位を構成する構成組織の組成比率に関する特徴情報として、前記構成組織が細胞核と細胞質とからなる場合における前記細胞核が占める体積の割合を表す体積分率、又は細胞核／細胞質比の算出値を生成する特徴情報生成手段と、

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】

前記情報抽出手段は、さらに前記周波数変調された光の情報から前記第1の周波数の整

数倍シフトした少なくとも異なる２つの特定周波数における強度情報を用いて、前記特徴情報の生成に用いられる前記周波数変調された光の変調度を算出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】

さらに、前記第１の周波数の超音波が照射されると共に、前記第２の周波数の照明光が照射される前記検査対象部位を走査する走査手段と、

走査された各走査位置の前記検査対象部位を構成する構成組織の前記体積分率又は前記細胞核／細胞質比の算出値を画像として表示する表示処理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４】

前記受光手段は、前記超音波が集束されて照射された前記検査対象部位からの前記散乱光としての周波数変調された光と、前記照射光を反射させて周波数変調を伴わない参照光とを干渉させた干渉光を受光する干渉光受光手段により構成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】

前記受光手段は、前記超音波が集束されて照射された前記検査対象部位からの前記散乱光としての周波数変調された光と、前記検査対象部位の周囲における超音波が殆ど照射されていない部分から殆ど周波数変調を伴わない散乱光とを干渉させた干渉光を受光する干渉光受光手段により構成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６】

前記情報抽出手段は、前記変調度の情報に基づいて、前記超音波が照射された状態における前記構成組織を構成する前記細胞核の振動速度の最大値を算出す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７】

被検体内における検査対象部位に所定の周波数の光を照射する光照射手段と、

第１の周波数の超音波が照射されて超音波振動した前記検査対象部位から前記光の散乱光としての周波数変調された光を受光する受光手段と、

前記周波数変調された光における前記第１の周波数の整数倍シフトした特定周波数の情報を光学的または電氣的に抽出する情報抽出手段と、

前記情報抽出手段により抽出された前記特定周波数の情報を用いて算出される前記検査対象部位を構成する構成組織の組成比率に関する特徴情報に基づいて前記構成組織の性状を判別する判別手段と、

を有し、

前記情報抽出手段により抽出された前記特定周波数の情報を用いて算出される前記特徴情報は、前記構成組織が細胞核と細胞質とからなる場合における前記細胞核が占める体積の割合を表す体積分率、又は細胞核／細胞質比の算出値であることを特徴とする被検体情報分析装置。

【請求項８】

さらに、所定の超音波送信軸に沿って前記被検体内における前記検査対象部位に到達するように前記第１の周波数の超音波を照射する超音波照射手段を有し、

前記受光手段は、前記検査対象部位における前記第１の周波数の超音波の照射により周波数変調された光を受光することを特徴とする請求項７に記載の被検体情報分析装置。

【請求項９】

前記判別手段は、前記特徴情報の算出値に対して予め算出された閾値と比較することにより、前記構成組織の性状を判別することを特徴とする請求項７に記載の被検体情報分析装置。

【請求項１０】

さらに、前記照明光照射手段による所定の周波数の照明光が照射されると共に、前記超音波照射手段による第１の周波数の超音波が照射される前記検査対象部位を走査する走査手段と、

走査された各走査位置の前記検査対象部位を構成する構成組織における組織性状を判別した判別結果の情報を画像として表示する表示処理手段を有することを特徴とする請求項 7 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 1 1】

前記受光手段は、前記超音波が集束されて照射された前記検査対象部位からの前記散乱光としての周波数変調された光と、前記照射光を反射させた周波数変調を伴わない参照光とを干渉させた干渉光を受光する干渉光受光手段により構成されることを特徴とする請求項 7 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 1 2】

前記受光手段は、前記超音波が集束されて照射された前記検査対象部位からの前記散乱光としての周波数変調された光と、前記検査対象部位の周囲における超音波が殆ど照射されていない部分から殆ど周波数変調を伴わない散乱光とを干渉させた干渉光を受光する干渉光受光手段により構成されることを特徴とする請求項 7 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 1 3】

前記情報抽出手段は、さらに前記周波数変調された光の情報から前記第 1 の周波数の整数倍シフトした少なくとも異なる 2 つの特定周波数における強度情報を用いて、前記特徴情報の算出に用いられる前記周波数変調された光の変調度を算出することを特徴とする請求項 7 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 1 4】

前記情報抽出手段は、前記変調度の情報に基づいて、前記超音波が照射された状態における前記構成組織を構成する前記細胞核の振動速度の最大値を算出することを特徴とする請求項 1 3 に記載の被検体情報分析装置。

【請求項 1 5】

第 1 の周波数の超音波が照射された被検体における検査対象部位から、第 2 の周波数の照射光に対する散乱光としての周波数変調された光を受光手段が受光する受光ステップと

、前記周波数変調された光の情報から前記第 1 の周波数の整数倍シフトした特定周波数の情報を情報抽出手段が抽出する情報抽出ステップと、

前記抽出ステップにより抽出された前記特定周波数の情報とに基づき、前記検査対象部位を構成する構成組織の組成比率に関する情報として、2 種類のうちの一方の構成組織が占める体積の割合を表す体積分率を体積分率算出手段が算出する体積分率算出ステップと

、前記体積分率算出ステップにより算出された前記体積分率に基づいて前記構成組織の組織性状を判別するための特徴情報として、前記構成組織が細胞核と細胞質とからなる場合に、算出された細胞核／細胞質比を表示手段が表示する表示ステップと、

を備えることを特徴とする被検体情報分析方法。

【請求項 1 6】

前記抽出ステップは、前記周波数変調された光の情報から前記第 1 の周波数の整数倍シフトした少なくとも異なる 2 つの特定周波数における強度情報から、前記体積分率を算出するための前記周波数変調された光の変調度の情報を抽出することを特徴とする請求項 1 5 に記載の被検体情報分析方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/059339

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

G01N21/17(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i, A61B10/00(2006.01)i, G01N29/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

G01N21/00-21/61, A61B8/08, A61B10/00, G01N29/00, G01N15/00-15/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
<u>Y</u> A	JP 2000-088743 A (Aloka Co., Ltd.), 31 March 2000 (31.03.2000), paragraphs [0014] to [0027]; fig. 1, 2 (Family: none)	<u>1, 3, 6, 7, 9,</u> <u>14, 15, 18, 19</u> 2, 4, 5, 8, 10-13, 16, 17, 20
<u>Y</u> A	JP 2008-170363 A (Olympus Medical Systems Corp.), 24 July 2008 (24.07.2008), paragraphs [0015] to [0034], [0067] to [0101]; fig. 2 to 34 & US 2007/0187632 A1 & EP 1810610 A1 & KR 10-2007-0077139 A	<u>1, 3, 6, 7, 9,</u> <u>14, 15, 18, 19</u> 2, 4, 5, 8, 10-13, 16, 17, 20

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
25 August, 2010 (25.08.10)Date of mailing of the international search report
07 September, 2010 (07.09.10)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/059339

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
<u>Y</u>	JP 2005-224399 A (Clinical Supply Co., Ltd.), 25 August 2005 (25.08.2005), paragraphs [0023] to [0077]; fig. 1 to 6 (Family: none)	<u>1, 3, 6, 7, 9,</u> <u>14, 15, 18, 19</u> <u>2, 4, 5, 8,</u> 10-13, 16, 17, 20
A		
A	JP 2006-520893 A (Centre National de la Recherche Scientifique (CNRS)), 14 September 2006 (14.09.2006), claims 1 to 2; paragraphs [0072] to [0074]; fig. 1 to 10 & US 2007/0151343 A1 & EP 1604248 A & WO 2004/085978 A2 & FR 2852700 A1	1-20

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2010/059339										
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. G01N21/17(2006.01)i, A61B8/08(2006.01)i, A61B10/00(2006.01)i, G01N29/00(2006.01)i												
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. G01N21/00-21/61, A61B8/08, A61B10/00, G01N29/00, G01N15/00-15/14												
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2010年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2010年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2010年	日本国実用新案登録公報	1996-2010年	日本国登録実用新案公報	1994-2010年	
日本国実用新案公報	1922-1996年											
日本国公開実用新案公報	1971-2010年											
日本国実用新案登録公報	1996-2010年											
日本国登録実用新案公報	1994-2010年											
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語） JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)												
C. 関連すると認められる文献 <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示</th> <th>関連する 請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 2000-088743 A（アロカ株式会社）2000.03.31, 段落0014- 段落0027、図1、図2（ファミリーなし）</td> <td>1, 3, 6, 7, 9, 14, 15, 18, 19 2, 4, 5, 8, 10- 13, 16, 17, 20</td> </tr> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 2008-170363 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2008.07.24, 段落0015-段落0034、段落0067-段落0 101、図2-図34 & US 2007/0187632 A1 & EP 1810610 A1 & KR 10-2007-0077139 A</td> <td>1, 3, 6, 7, 9, 14, 15, 18, 19 2, 4, 5, 8, 10- 13, 16, 17, 20</td> </tr> </tbody> </table>				引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	Y A	JP 2000-088743 A（アロカ株式会社）2000.03.31, 段落0014- 段落0027、図1、図2（ファミリーなし）	1, 3, 6, 7, 9, 14, 15, 18, 19 2, 4, 5, 8, 10- 13, 16, 17, 20	Y A	JP 2008-170363 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2008.07.24, 段落0015-段落0034、段落0067-段落0 101、図2-図34 & US 2007/0187632 A1 & EP 1810610 A1 & KR 10-2007-0077139 A	1, 3, 6, 7, 9, 14, 15, 18, 19 2, 4, 5, 8, 10- 13, 16, 17, 20
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号										
Y A	JP 2000-088743 A（アロカ株式会社）2000.03.31, 段落0014- 段落0027、図1、図2（ファミリーなし）	1, 3, 6, 7, 9, 14, 15, 18, 19 2, 4, 5, 8, 10- 13, 16, 17, 20										
Y A	JP 2008-170363 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2008.07.24, 段落0015-段落0034、段落0067-段落0 101、図2-図34 & US 2007/0187632 A1 & EP 1810610 A1 & KR 10-2007-0077139 A	1, 3, 6, 7, 9, 14, 15, 18, 19 2, 4, 5, 8, 10- 13, 16, 17, 20										
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。												
<table border="0"> <tr> <td> * 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 </td> <td> の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献 </td> </tr> </table>				* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献							
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献											
国際調査を完了した日 25.08.2010		国際調査報告の発送日 07.09.2010										
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		<table border="1"> <tr> <td>特許庁審査官（権限のある職員）</td> <td>2W</td> <td>3716</td> </tr> <tr> <td>横尾 雅一</td> <td></td> <td></td> </tr> <tr> <td>電話番号 03-3581-1101</td> <td>内線</td> <td>3292</td> </tr> </table>		特許庁審査官（権限のある職員）	2W	3716	横尾 雅一			電話番号 03-3581-1101	内線	3292
特許庁審査官（権限のある職員）	2W	3716										
横尾 雅一												
電話番号 03-3581-1101	内線	3292										

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 0 / 0 5 9 3 3 9
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y A	JP 2005-224399 A (株式会社クリニカル・サプライ) 2005.08.25, 段落 0 0 2 3 - 段落 0 0 7 7、図 1 - 図 6 (ファミリーなし)	<u>1, 3, 6, 7, 9,</u> <u>14, 15, 18, 19</u> 2, 4, 5, 8, 10- 13, 16, 17, 20
A	JP 2006-520893 A (セントレ ナショナル デ ラ ルシエルシエ シエンティフィーク セエヌエールエス) 2006.09.14, 請求項 1 - 2、段落 0 0 7 2 - 段落 0 0 7 4、図 1 - 図 1 0 & US 2007/0151343 A1 & EP 1604248 A & WO 2004/085978 A2 & FR 2852700 A1	1-20

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード (参考)
G 0 1 J 9/02 (2006.01) G 0 1 J 9/02

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 2G047 AC13 BA03 BC13 CA01 CA04 CA07 EA10 EA14 GA02 GB24
GD01 GG33
2G059 AA05 AA06 BB12 EE02 EE10 GG01 GG02 JJ13 JJ17 KK01
MM01 MM04 MM09 MM10 PP04
4C601 DD18 DE16 EE09 EE12 GA03 JB40

(注) この公表は、国際事務局(W I P O)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	被検体情報分析装置及び被検体情報分析方法		
公开(公告)号	JPWO2010143572A1	公开(公告)日	2012-11-22
申请号	JP2010548976	申请日	2010-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社 奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司 オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	印南岳晴 五十嵐誠		
发明人	印南 岳晴 五十嵐 誠		
IPC分类号	G01N21/49 A61B8/08 G01N29/00 G01N21/17 G01N21/45 G01J9/02		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/0097 A61B5/7257 A61B8/0833 G01N21/1717 G01N21/49 G01N29/2418		
FI分类号	G01N21/49.Z A61B8/08 G01N29/00.501 G01N21/17.610 G01N21/45.A G01J9/02		
F-TERM分类号	2G047/AC13 2G047/BA03 2G047/BC13 2G047/CA01 2G047/CA04 2G047/CA07 2G047/EA10 2G047/EA14 2G047/GA02 2G047/GB24 2G047/GD01 2G047/GG33 2G059/AA05 2G059/AA06 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/EE10 2G059/GG01 2G059/GG02 2G059/JJ13 2G059/JJ17 2G059/KK01 2G059/MM01 2G059/MM04 2G059/MM09 2G059/MM10 2G059/PP04 4C601/DD18 4C601/DE16 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/GA03 4C601/JB40		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2009141414 2009-06-12 JP		
其他公开文献	JP4704519B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

被検体信息分析装置包括：光检测器，该光检测器接收与从被第一频率的超声波照射的被検体中的第二频率的照射光相对应的，作为散射光的调频光；以及信息提取部，该信息提取部提取信息。特征信息生成部分基于在特定频率上偏移了调频光的第一频率的整数倍的特征频率，该特征信息生成部分基于提取的关于被検体的信息，生成关于构成被检查区域的构成组织的组成比的特征信息。 具体频率。

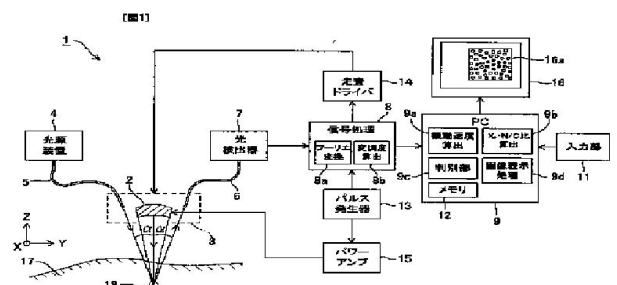


FIG. 1:
4 LIGHT SOURCE DEVICE
7 LIGHT DETECTOR
14 SCAN DRIVER
8 SIGNAL PROCESSING
8a FOURIER TRANSFORM
8b MODULATION DEGREE CALCULATION
13 PULSE GENERATOR
15 POWER AMPLIFIER
9a VIBRATION VELOCITY CALCULATION
9c IDENTIFICATION UNIT
12 MEMORY
9b X_p/N/C RATIO CALCULATION
9d IMAGE DISPLAY PROCESSING
11 INPUT UNIT