

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4763095号
(P4763095)

(45) 発行日 平成23年8月31日 (2011.8.31)

(24) 登録日 平成23年6月17日 (2011.6.17)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/08 (2006.01)
G O 1 N 21/17 (2006.01)A 6 1 B 8/08
G O 1 N 21/17 6 2 O
G O 1 N 21/17 6 3 O

請求項の数 15 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2010-547894 (P2010-547894)
 (86) (22) 出願日 平成22年6月4日 (2010.6.4)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2010/059509
 (87) 国際公開番号 W02010/143591
 (87) 国際公開日 平成22年12月16日 (2010.12.16)
 審査請求日 平成22年12月6日 (2010.12.6)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-137481 (P2009-137481)
 (32) 優先日 平成21年6月8日 (2009.6.8)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 304050923
 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
 (73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 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
 (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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体観測装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体内部の所定の領域に超音波を照射する超音波照射手段と、
 前記超音波が照射されている所定の領域に所定の周波数の光を照射する光照射手段と、
 前記所定の領域内に含まれる生体構成物質を光散乱物質として、超音波振動状態にお
 ける前記照射された光における前記所定の周波数から周波数シフトした散乱光を検出する検
 出手段と、

前記検出手段により検出された散乱光の検出信号における周波数シフト量から前記生体
 構成物質の速度情報を算出する信号処理を行う信号処理手段と、

前記速度情報から前記生体構成物質の密度情報を算出するために、測定対象とする特定
 の臓器、または部位において予め測定された速度情報と、この測定された速度情報に対応
 する密度情報とを関連付けて格納する密度情報格納手段と、

前記速度情報および前記密度情報格納手段に格納された情報に基づき前記所定の領域内
 における前記生体構成物質の密度情報を算出する密度情報算出手段と、

算出された前記密度情報としての密度の値を用いて前記生体構成物質の状態判別を行う
 判別手段と、

を有することを特徴とする生体観測装置。

【請求項 2】

前記密度情報格納手段は、測定対象とする複数の特定の臓器と、この測定された速度情
 報に対応する密度情報とを関連付けて格納することを特徴とする請求項 1 に記載の生体観

10

20

測装置。

【請求項 3】

前記密度情報格納手段は、さらに前記生体構成物質が正常組織であるか病変組織であるかの組織性状を判別するための密度情報の閾値を格納することを特徴とする請求項 2 に記載の生体観測装置。

【請求項 4】

前記判別手段は、算出された前記密度の値を前記閾値を超えるか否かの比較結果により、該比較結果に対応する前記生体構成物質が正常組織か病変組織であるか否かの判別を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の生体観測装置。

【請求項 5】

さらに、前記超音波照射手段及び前記光照射手段とを所定の走査範囲内で走査する走査手段を有することを特徴とする請求項 4 に記載の生体観測装置。

【請求項 6】

さらに、前記超音波照射手段及び前記光照射手段とを所定の走査範囲内で走査する走査手段と、

前記走査範囲内において走査された所定の領域内の各走査位置における前記密度情報と、前記判別手段による前記閾値を用いた判別結果の情報と、を表示手段に画像情報として表示するための処理を行う画像処理手段と、

を有することを特徴とする請求項 4 に記載の生体観測装置。

【請求項 7】

前記検出手段は、前記超音波振動状態における前記所定の領域近傍からの散乱光と、超音波振動されていない部分における前記光の反射光又は散乱光により形成される参照光とを干渉させた干渉光成分を検出することを特徴とする請求項 5 に記載の生体観測装置。

【請求項 8】

前記検出手段は、前記超音波振動状態における前記所定の領域近傍からの散乱光と、超音波振動されていない部分における前記光の反射光又は散乱光により形成される参照光とを干渉させた干渉光成分を検出することを特徴とする請求項 6 に記載の生体観測装置。

【請求項 9】

前記超音波照射手段は、前記所定の領域に、前記超音波をパルス状に照射することを特徴とする請求項 5 に記載の生体観測装置。

【請求項 10】

さらに、前記所定の領域を構成する生体臓器または生体部位の密度と、超音波による速度との関係を特定する情報を入力する入力部を有することを特徴とする請求項 5 に記載の生体観測装置。

【請求項 11】

さらに、前記所定の領域を構成する生体臓器または生体部位の正常組織の場合の細胞核が肥大化した場合の肥大化率の情報を格納する格納部を有し、

前記判定手段により算出された前記密度の値が前記閾値を超える場合には、前記格納部による肥大化率の情報を参照して、肥大化率の情報を表示手段で表示することを特徴とする請求項 3 に記載の生体観測装置。

【請求項 12】

さらに、前記所定の領域を構成する生体臓器または生体部位の正常組織の場合の細胞核が肥大化した場合の肥大化率の情報を格納する格納部を有することを特徴とする請求項 5 に記載の生体観測装置。

【請求項 13】

前記生体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する指定手段を更に有し、

前記光照射手段は、前記指定手段の出力信号に基づいて前記所定の領域に前記光を照射することを特徴とする請求項 1 に記載の生体観察装置。

【請求項 14】

10

20

30

40

50

前記光照射手段は、前記所定の領域に、レーザ光を照射することを特徴とする請求項 5 に記載の生体観測装置。

【請求項 15】

前記光照射手段は、前記所定の領域に、干渉する距離が短い低干渉性光を照射することを特徴とする請求項 5 に記載の生体観測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波照射時における光散乱情報を利用して生体の組織性状を観測する生体観測装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

生体断層イメージング技術として、光CTやOptical Coherence Tomography (以下OCT)等、様々な技術が提案されている。近赤外光(700nm~1200nm)を利用する光CTは、生体粘膜下数cmの断層像を得ることが可能である。

しかし、光CTの空間分解能は、およそ数mmが限界であり、鮮明な断層画像を得ることは難しい。OCTは実時間で数μmレベルの空間分解能を有する断層画像を取得可能であるが、観察可能深さは、2mm程度と浅いことが大きな課題である。

一方、日本国特開2008-170363号公報のように超音波と光を生体へ照射することにより、粘膜深部(数cm)の断層画像を光CTよりも一桁程度高い空間分解能で得るための「超音波光変調トモグラフィー(以下、UMOT)」が提案されている。

20

【0003】

非特許文献(C. Kim, K. H. Song, L. V. Wang, "Sentinel lymph node detection ex vivo using ultrasound-modulated optical tomography," J. Biomed. Opt., VOL. 13, 020507, 2008)において、Kimらは、超音波により変調された照射光を検出することにより、粘膜下数cmのセンチネルリンパ節の可視化に成功している。

しかし、この非特許文献は、あくまで光吸収物体のイメージングに特化された技術を開示している。このため、この技術においては、正常組織や癌組織のような非吸収物体に対して明瞭なコントラストを得ることは困難である。

30

一方、日本国特開2000-197635号公報には乳房組織等の内部に、可視・近赤外光を照射すると共に、超音波を集束させて、光散乱波を発生させるシステム及び方法が開示されている。この公報は、超音波を照射した領域における光散乱波の振幅及び位相を記録し、画像化する。

【0004】

また、日本国特開2001-208729号公報には、検査対象物に表面弾性波を入射すると共に、レーザ光を照射して、レーザ送受信器により反射光を受信して信号処理装置により、照射したレーザ光と反射光の周波数差を検出する検出手段が開示されている。

40

この検出手段は、入射したレーザ光の周波数と検査対象物からの反射光との周波数差から検査対象物の表面の(表面弾性波の)振動速度を測定して、検査対象物の欠陥を検出する。

日本国特開2001-208729号公報の従来装置は、検査対象物の表面に対して欠陥の有無や大きさにより変化する、表面弾性波の振動速度の分布に応じたドップラ効果による周波数の差を利用して、検査対象物の表面の微小な亀裂等の欠陥を検出する。

【0005】

しかし、上記従来装置における表面弾性波の代わりに超音波を照射して、生体内部の組織が正常組織であるか病変組織であるかのような組織性状の判別を行おうとする場合、上記の欠陥の有無の場合のように超音波の振動速度が大きく変化することを期待できない。

50

また、生体の場合にはその生体構成物質は、臓器の種類などにより、超音波に対する音響特性も変化することを考慮する必要がある。

【 0 0 0 6 】

このため、生体の場合に対しては、上記従来装置によるドップラ効果による周波数の差の情報から、直接的に性状判別を行い難い。

また、従来装置のようにドップラ効果を利用しようとする場合、ドップラ効果による振動速度をどのようにして生体の場合における、例えば正常組織と病変組織との判別に適用するかの規範（判別規範）が確立されていない。

このため、生体内部の診断又は検査しようとする臓器等が正常組織（健常組織）であるか癌のような病変組織であるかの組織性状の判別を行い得るような観測装置が望まれる。

10

【 0 0 0 7 】

この場合、組織性状の場合を含む状態判別を行う際の判別規範も把握し易いものであることが望まれる。つまりその判別規範が把握し易いと、その判別結果を適切に利用し易くなる。逆に言うと、判別規範が把握し難いものであると、判別結果が得られた場合にも、その判別結果をどの程度考慮すべきものであるか否かの判断がし難くなり、適切に利用しがたくなる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、超音波照射時における光散乱情報を利用して、生体構成物質の状態判別を行うことができる生体観測装置を提供することを目的とする。さらに、把握し易い判別規範を用いて生体の組織性状の判別を行うことができる生体観測装置を提供することも目的とする。

20

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の生体観測装置は、生体内部の所定の領域に超音波を照射する超音波照射手段と、前記超音波が照射されている所定の領域に所定の周波数の光を照射する光照射手段と、前記所定の領域内に含まれる生体構成物質を光散乱物質として、超音波振動状態における前記照射された光における前記所定の周波数から周波数シフトした散乱光を検出する検出手段と、前記検出手段により検出された散乱光の検出信号における周波数シフト量から前記生体構成物質の速度情報を算出する信号処理を行う信号処理手段と、前記速度情報から前記生体構成物質の密度情報を算出するために、測定対象とする特定の臓器、または部位において予め測定された速度情報と、この測定された速度情報に対応する密度情報とを関連付けて格納する密度情報格納手段と、前記速度情報および前記密度情報格納手段に格納された情報に基づき前記所定の領域内における前記生体構成物質の密度情報を算出する密度情報算出手段と、算出された前記密度情報としての密度の値を用いて前記生体構成物質の状態判別を行う判別手段と、を有することを特徴とする。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 9 】

【図 1】図 1 は本発明の第 1 の実施形態に係る生体観測装置の構成を示すブロック図。

【図 2】図 2 は速度情報から密度情報を算出するための参照データを示す図。

40

【図 3】図 3 は第 1 の実施形態の処理内容を示すフローチャート。

【図 4】図 4 は本発明の第 2 の実施形態に係る生体観測装置の構成を示すブロック図。

【図 5】図 5 は第 2 の実施形態の変形例に係る生体観測装置の構成を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 0 】

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）

図 1 に示すように本発明の第 1 の実施形態の生体観測装置 1 は、超音波を発生する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、所定の走査範囲を走査する走査手段としての走査部

50

3に取り付けられている。なお、走査部3は、例えば直交する2方向に走査する2つの圧電素子等を備えて構成される。また、この超音波トランスジューサ2は、例えば図1に示すように凹面形状に形成されている。凹面は、出射した超音波を集束させる機能を持つ。なお、凹面形状にする場合に限定されるものでなく、音響レンズを用いて、出射された超音波を集束させるようにしても良い。

【0011】

この超音波トランスジューサ2により発生した超音波は、生体17の内部の組織性状（組織の性質又は状態）の判別を行おうとする臓器等における関心領域内の所定の領域としての局所領域18に集束するように照射される。

この超音波トランスジューサ2は、所定の領域としての局所領域18に超音波を照射する超音波照射手段を形成する。

10

【0012】

この局所領域18の生体構成物質は、フォーカスされた超音波の照射により局所的に超音波振動する。なお、走査部3が走査されることにより、局所領域18の中心位置は、関心領域の走査範囲内でその中心位置（関心位置ともいう）が移動する。

また、この生体観測装置1は、所定の周波数fの光を発生するレーザダイオード等により構成される光源装置4を有し、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。

【0013】

光ファイバ5は、入射された光を導光して他方の端部として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（図1では左側）に隣接した位置に配置されている。

20

この光ファイバ5の先端部から出射された光は、生体17の所定の領域としての局所領域18に照射される。この光ファイバ5の先端部は、生体17の内部の所定の領域に所定の周波数の光を照射する光照射手段を形成する。

【0014】

局所領域18における超音波振動している（超音波振動状態の）生体構成物質は、照射された光を散乱する光散乱物質として機能し、この光散乱物質による散乱光においては、超音波振動の速度によるドップラ効果により、散乱前の光の周波数fからシフト、つまり周波数シフトする。

30

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（図1では右側）に隣接して光ファイバ6の先端部が配置され、この光ファイバ6の先端部には、局所領域18に照射された光の散乱光が入射される。

この場合、上記のように照射する光の周波数をfとし、生体構成物質の超音波振動の速度（具体的には超音波振動した場合の超音波振動の周期での平均値的な速度、又は超音波振動した場合におけるその強度が最大となる速度）をvとした場合、散乱光の周波数シフト量 Δf は、近似的に（1）式のように表される。

【0015】

$$\Delta f = f \cdot v / (c - v) \quad f \cdot v / c \quad (1)$$

ここで、cは光速度であり、 $c - v$ とした近似を行っている。また、（1）では、超音波の伝搬方向と、入射光（照射光）及び散乱光の方向とのなす角は十分に小さいとした近似を行っている。後述する図4のような配置の構成にすると、より良い近似となる。

40

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、周波数シフトの散乱光を受光（検出）して光電変換した電気信号を、検出信号として信号処理装置8に出力する。

つまり、光検出器7は、周波数シフトした散乱光を検出する検出手段を形成する。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（検出）するようにしても良い。なお、周波数シフトした散乱光から、その周波数シフト量を実際に算出する信号処理を行うのは、信号処理装置8となる。

【0016】

50

上記信号処理装置 8 は、散乱光の検出信号から例えばフーリエ変換の信号処理により、(1)式の周波数シフト量 Δf を検出し、その周波数シフト量 Δf から生体構成物質(光散乱物質)の速度情報としての超音波振動の速度 v を算出する信号処理手段を形成する。従って、この信号処理装置 8 は、周波数シフト量の算出手段の機能も備える。

この信号処理装置 8 は、算出した速度 v 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。このPC9は、このPC9内部の情報記憶手段としての例えばフラッシュメモリにより形成されたルックアップテーブル(LUTと略記)10を有する。このLUT10には、生体17における複数の臓器、特定部位等において予め計測された上記速度 v の情報と、その速度 v の情報に対応する密度 ρ の情報とが関連付けた速度 - 密度変換情報として予め格納されている。

10

【0017】

そして、実際に超音波を照射して散乱光を測定した局所領域18がどの臓器であるかを術者が指定することにより、その臓器の場合に対応する速度 v の情報から、その速度 v の情報に対応する密度 ρ の情報をLUT10から読み出すことができる。

つまり、ドップラ効果による周波数シフト量 Δf から超音波振動の速度 v を算出した場合、その速度 v を算出した局所領域18を構成する生体構成物質がどの臓器又は生体部位であるかの情報を利用することにより、その生体構成物質の性状に(速度 v よりも)より密接に関係する密度 ρ の情報を算出することができる。

PC9の密度算出部9aは、LUT10に格納された速度 - 密度変換情報を用いることにより、速度 v の情報から密度 ρ の情報を算出する密度情報算出手段を形成する。また、LUT10は、速度情報から密度情報を算出するための密度情報格納手段としての速度 - 密度変換情報格納手段を形成する。

20

【0018】

PC9は、LUT10に格納された情報を用いて、速度情報から密度情報を算出して、例えばPC9内部のメモリ11に、その密度情報と、密度情報が算出された局所領域18中の中心位置としての関心位置の情報とを関連付けて格納する。PC9は、メモリ11における例えば関心位置に対応するアドレスのメモリセルに密度 ρ の値を格納する。

生体17を構成する生体構成物質としての生体組織の細胞は、正常組織の状態から癌組織のように病変組織に変化した場合、細胞核(単に核とも言う)が肥大化することが知られている。

30

このため、統計的には、正常組織の場合と、癌組織の場合とでは、物性値としての密度 ρ の値が変化すると考えられる。より具体的には、正常組織の場合に比較して病変組織の方が核の肥大化により密度 ρ が増大すると考えられる。

本実施形態においては、生体17を構成する複数の各臓器や、特定部位において、正常組織の場合と病変組織としての癌組織の場合とにおける密度 ρ の分布から両組織の性状を判別するための密度 ρ の閾値 ρ_{th} を例えばLUT10内に設けた閾値情報格納部10aに格納している。この閾値情報格納部10aは、LUT10内に設ける場合に限定されないで、他の記憶手段に格納しても良い。

【0019】

図2は、LUT10に格納されている情報の一部の概略を示す。図2に示すように臓器としての例えば肝臓と脾臓の場合において、予め計測したデータが速度 v と密度 ρ との関係になるようにテーブル化してLUT10に格納されている。

40

なお、LUT10には、例えば図2における○でそれぞれ示す位置においての速度 v と密度 ρ との関係を示すデータが格納されている。図2に示すように各臓器においては、速度 v と密度 ρ との関係は、ほぼ1次関数で近似できる関係となる。なお、テーブル化したLUT10を用いる代わりに、上記1次関数の情報を速度 v から密度 ρ を算出するために参照する情報として用いるようにしても良い。なお、速度 v と密度 ρ との関係を近似する関数は、1次関数による近似に限定されるものでない。

また、本実施形態においては、図2に示すように正常組織の場合と共に病変組織の場合においても速度 v と密度 ρ の関係を予め計測して調べ、その計測結果から、両組織を判別

50

するための密度 ρ の閾値 ρ_{th} を設定している。設定された閾値 ρ_{th} は、例えば閾値情報格納部 10a に格納されている。

【0020】

計測結果から統計的に、閾値 ρ_{th} を超える密度 ρ の場合には、黒丸で示すように病変組織の可能性が高くなる。また、この閾値 ρ_{th} は、臓器に応じて異なる。

【0021】

PC9は、LUT10の閾値情報格納部10aに格納されている密度 ρ の閾値 ρ_{th} の情報を用いて比較器で比較することにより、密度情報が算出された位置の生体構成物質が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。

そして、PC9は、この閾値 ρ_{th} 以上の密度の場合には、病変組織の可能性が高いと判別し、この閾値 ρ_{th} 未満の密度の場合には、正常組織の可能性が高いと判別する。

つまり、このPC9の判別部9bは、密度情報を用いて生体構成物質が正常組織であるか病変組織であるかの組織性状の判別（の場合を含む生体構成物質の状態判別）を行う判別手段としての機能を持つ。

このように本実施形態においては、超音波振動による速度 v の情報から、密度情報に変換することにより、速度 v の情報の場合よりも、組織性状の判別を行い易くすると共に、術者は、その判別を行う判別規範（具体的には正常組織の場合の密度の値から大きく偏移する程、病変組織である可能性が高いという判別規範）を把握し易い。

【0022】

このため、術者は、この判別結果が得られた場合、その判別規範からその判別結果を参考にするべき程度を把握し易くなり、診断等を適切に行い易くなる。

図1に示すように上記信号処理装置8は、例えばパルス状超音波を発生させる電気信号を発生するパルス発生器12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13に、走査させる走査制御信号を出力する。

パルス発生器12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14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。

【0023】

なお、この高周波パルスは、超音波トランスジューサ2を所定の周波数で超音波振動させる数周期分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で超音波振動し、この超音波を凹面の出射面から出射する。

この場合の周波数は、例えば数MHzから数10MHz程度である。この周波数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、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。

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。

【0024】

また、パルス発生器12は、高周波パルスをディレイして信号処理装置8に出力する。ディレイする時間、つまりディレイ時間は、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、その超音波が局所領域18に達する時間程度である。

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高周波パルスが入射されたタイミングにおいては、局所領域18でドップラシフトして光検出器7により検出された散乱光の検出信号が入力されるタイミングとなる。

そして、信号処理装置8は、その検出信号から速度情報を算出してPC9に出力すると共に、走査ドライバ13に対して走査させる走査制御信号（次の関心位置に移動させるための信号）を出力する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

走査ドライバ 1 3 は、この走査制御信号を受けて 1 ステップ分だけ、圧電素子等により形成される走査部 3 を移動する。なお走査部 3 は、例えば X Y 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、X Y 平面に限らず、X Z 平面又は Y Z 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、局所領域 1 8 における超音波照射及び光照射の位置（関心位置）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 P C 9 は、信号処理装置 8 から入力される速度 v の速度情報を密度 ρ の密度情報に変換し、かつ関心位置 R（走査位置）に対応付けてメモリ 1 1 に格納すると共に、表示手段としてのモニタ 1 5 に画像として出力する。

10

【 0 0 2 6 】

また、P C 9 は、メモリ 1 1 に密度情報を格納する場合、その密度情報が閾値 ρ_{th} 以上であるか否かの判別結果の情報も格納する。そして、P C 9 は、メモリ 1 1 の情報を、表示手段としてのモニタ 1 5 により画像として表示する処理を行う画像処理手段としての画像処理部 9 c の機能を有する。

P C 9 は、画像処理を行う場合、密度情報を密度の値 ρ に応じて例えばモノクロの輝度値で表示するような処理を行うと共に、閾値 ρ_{th} 以上となる密度情報の場合には、例えば赤色で表示するような処理を行う。なお、赤色で表示する場合に限定されるものでなく、他の色でも良い。つまり、P C 9 は、走査範囲における各走査位置における密度情報を、判別手段による判別結果の情報としての判別情報を付加してモニタ 1 5 で表示させる画像処理を行う。

20

術者は、モニタ 1 5 に画像として表示される情報において、モノクロの表示とは異なる色（具体例では赤色）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。

【 0 0 2 7 】

なお、P C 9 には、キーボード、マウス等からなる入力部 1 6 が接続されており、術者は、実際に臓器の組織性状の判別を行おうとする場合、入力部 1 6 からその臓器又は部位を指定する情報を入力する。

上述したように本実施形態においては、生体 1 7 を構成する生体構成物質として種類が異なる臓器、特定の部位等において予め速度情報と道度情報との関係を測定により調べた速度 - 密度変換情報を有し、この速度 - 密度変換情報を用いることにより、所望とする臓器の組織性状の判別を行おうとした場合においても、その密度情報を算出して判別を行うことができるようにしている。

30

次に本実施形態の生体観測装置 1 により、生体 1 7 の組織性状の判別を含む生体観測の動作を図 3 を参照して説明する。

最初のステップ S 1 において、術者は、生体 1 7 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する。

【 0 0 2 8 】

この場合、術者は、生体観測装置 1 において予め用意された生体 1 7 における臓器や部位の一覧から該当するものを選択して行うことができるようにしても良い。

40

この処理により、超音波振動の速度 v が算出された場合、臓器の種類により超音波に対する音響特性が異なる場合においても、適切に対応する密度情報に変換することができるようになる。なお、この処理は、最初に行う場合に限定されるものでない。

次のステップ S 2 において例えば信号処理装置 8 は、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とを含む。

次のステップ S 3 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 1 7 の局所領域 1 8 内の初期設定の走査位置としての関心位置 R_k （ $= R_1$ ）に照射される。この関心位置 R_k は、 $R_k(x_k, y_k, z_k)$ における 3 次元座標を簡略的に表している。

【 0 0 2 9 】

50

ステップS 3に示すように光源装置4が発生する光は、例えばレーザ光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。

また、ステップS 4に示すようにパルス発生器12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、関心位置 R_k （の局所領域18）において集束する。

この関心位置 R_k において、生体組織構成物質は、超音波振動し、その超音波振動した生体組織構成物質によりレーザ光は散乱される。

生体組織構成物質に照射されたレーザ光の周波数を f とした場合、周波数シフト量 Δf_k （ $=\Delta f_1$ ）だけ周波数シフトした散乱光（散乱レーザ光）が光ファイバ6を経て光検出器7により検出され、光検出器7による検出信号は信号処理装置8に出力される。

10

【0030】

パルス発生器12は、高周波パルスをパワーアンプ14を経て超音波トランスジューサ2に出力した時から、パルス状の超音波が関心位置 R_k に到達する時間に相当するデレイ時間後に、信号処理装置8に対して散乱光の検出信号取り込み指示となる高周波パルスを出力する。

ステップS 5に示すようにこの高周波パルスに同期して信号処理装置8は、光検出器7からの検出信号を取り込み、その周波数シフト量 Δf_k を計測する。

この場合、信号処理装置8は、この信号処理装置8内部に設けた例えば高速フーリエ変換回路（FFT）によって、入力される検出信号に対して、フーリエ変換して検出信号の強度の時系列データ $I(t)$ から周波数列データ $I(f)$ に変換する。

20

さらに信号処理装置8は、検出信号の強度の周波数列データ $I(f)$ より、その強度がピークとなる周波数シフト量 Δf_k を算出する。

【0031】

また、ステップS 6に示すように信号処理装置8は、（1）式を用いて周波数シフト量 Δf_k から関心位置 R_k での生体構成物質の速度 v_k （ $=v_1$ ）を算出する。そして、信号処理装置8は、算出した速度 v_k の情報をPC9に出力する。

ステップS 7に示すようにPC9は、LUT10を参照して速度 v_k の情報から対応する密度 ρ_k （ $=\rho_1$ ）を算出する。そして、算出した密度 ρ_k の情報をPC9内のメモリ11に関心位置 R_k （パラメータ k でも良い）の情報と共に格納する。

また、ステップS 8に示すようにPC9は、密度 ρ_k が閾値 ρ_{th} 以上であるか否かの判別結果の情報としての判別情報 D_k もメモリ11に格納する。

30

次のステップS 9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、走査が終了でない場合には、ステップS 10に示すようにパラメータ k を $k+1$ に変更セットする。

【0032】

このパラメータ k の変更セットにより、信号処理装置8が走査ドライバ13に対して1ステップ分、例えば水平方向（におけるX方向）に移動させる信号を出力する。そして、ステップS 11に示すように走査ドライバ13は、走査部3を1ステップ分例えば水平方向（具体的には水平方向におけるX方向）に移動する。

この処理の後、ステップS 3の処理に戻る。ステップS 3においては、関心位置 R_k は R_2 となり、この関心位置 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。

40

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S 9の次にステップS 12の処理に移る。

【0033】

このステップS 12においてPC9は、メモリ11に格納した所定の走査範囲における密度 $\rho_1 \sim \rho_n$ （走査ステップ数を $n-1$ とした場合）の情報と、判別情報 $D_1 \sim D_n$ とを読み出し、モニタ15の表示画面上に、所定の走査範囲における密度情報とその判別情報とを画像として表示する。

50

この場合、判別情報 $D_1 \sim D_n$ によって、密度 ρ_k が閾値 ρ_{th} 未満であると、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。

図 1 はモニタ 15 の表示画面上に走査範囲の密度 $\rho_1 \sim \rho_n$ を画像化した表示情報 15a 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 ρ_{th} 以上の密度が算出されたため、赤色（図面では黒丸）で表示され、他の部分では閾値 ρ_{th} 未満の密度が算出されたため、モノクロ（図面では白丸）で表示される。

【0034】

術者は、モニタ 15 に画像として表示される情報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。

10

このように本実施形態によれば、超音波照射時における光散乱情報を利用して、生体の組織性状の判別を行うことができる。

【0035】

この場合、超音波が照射されている局所領域における生体構成物質の光散乱情報から、その生体構成物質の振動速度を検出し、その振動速度に対応する生体構成物質の密度情報を算出する。

そして、本実施形態においては、この密度情報における閾値 ρ_{th} を用いて、その生体構成物質が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ようにしているので、術者は組織性状の（密度情報の値による）判別規範を把握し易く、従ってその判別結果を適正に利用した診断を効率的に行うことが可能となる。

20

なお、生体組織が正常組織であるか病変組織であるかの判別を行う場合、1つの閾値 ρ_{th} を用いて行う代わりに、例えば複数の閾値 ρ_{th1} 、 ρ_{th2} （例えば、 $\rho_{th1} < \rho_{th2}$ ）を用いて判別を行い、さらに閾値 ρ_{th2} 以上の場合にはさらに閾値 ρ_{th1} 以上の場合とは異なる色で表示するようにしても良い。なお、術者は、閾値 ρ_{th2} 以上の場合には、その生体組織が、さらに病変組織である可能性が高いと判断し易くなる。

このようにすると、生体組織が正常組織であるか病変組織であるかの判別結果の情報の信頼性を向上できる。

【0036】

また、上記のように複数の閾値 ρ_{th1} 、 ρ_{th2} を用いて判定を行う場合、閾値 ρ_{th2} として、生体組織を構成する細胞核が正常組織の状態から癌組織のように肥大化した程度に対応した値に設定しても良い。

30

【0037】

また、生体組織を構成する細胞核が正常組織の状態の密度 ρ を基準値（例えば 1）に設定し、その基準値の状態から細胞核が肥大化した割合に応じた肥大化率 E_p の情報を例えば LUT 10 に肥大化情報格納部 10b として予め格納しても良い。そして、判別部 9b が判別した場合、閾値 ρ_{th} を超えているか否かの状態判別を行い、判別結果の情報の他にさらに肥大化情報格納部 10b の肥大化率 E_p の情報を参照して、細胞核の肥大化の情報も表示しても良い。この場合、閾値 ρ_{th} を超えている場合のみ、肥大化率 E_p の情報を表示するようにしても良い。このようにすると、術者は、細胞核の肥大化率 E_p の値を、診断する場合の診断規範として利用できる。

40

【0038】

（第 2 の実施形態）

次に図 4 を参照して本発明の第 2 の実施形態を説明する。図 4 は第 2 の実施形態の生体観測装置 1B の構成を示す。この生体観測装置 1B は、基本的には、第 1 の実施形態の生体観測装置 1 において、信号対雑音比（S/N）を向上する手段を付加した構成である。

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

50

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４の本実施形態においては、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。

【００３９】

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局所領域１８に向けて出射すると共に、先端部には局所領域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の先端部に入射された散乱光は、光カプラ２１から、光検出器７に導光する光ファイバ５ｄに導光する。

また、光源装置４ｂから光ファイバ５ａにより導光された光は、光カプラ２１を経て光ファイバ５ｃにも導光される。この光ファイバ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。

【００４０】

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局所領域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は低干渉性光源装置であり、この光源装置４ｂにより発生される光は、例えば低干渉性の光である。この低干渉性の光は上記の光路長差が例えば数１０μｍ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からの低干渉性の光は、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を経て局所領域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局所領域１８内近傍からの散乱光のみが参照光と干渉する。

【００４１】

第１の実施形態で説明したように散乱光は、（散乱前の照射される）光の周波数 f からドップラ効果による周波数シフト量 Δf だけシフトしているので、干渉光は、この周波数シフト量 Δf で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。

また、本実施形態においては、超音波トランスジューサ２から局所領域１８に超音波を照射して局所領域１８内の生体構成物質を超音波振動させる方向と、この局所領域１８内の生体構成物質に光を照射してその散乱光を検出する場合における光の照射及び検出する方向とのなす角がほぼ０、つまり両方向がほぼ一致している。

【００４２】

このため、（１）式が、第１の実施形態の場合よりも良い近似となる。なお、第１の実施形態の場合においても、このように両方向をほぼ一致させる構成にしても良い。例えば、図１における光ファイバ５の先端部に隣接して、２点鎖線で示すように光ファイバ６の先端部を配置した構成にしても良い。

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ピークとなる周波数を算出して、その周波数から速度 v 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ことに読み替えることにより、第１の実施形態と同様の動作となる。このため、本実施形態の動作の説明を省略する。

【００４３】

本実施形態は、散乱光を超音波振動による周波数シフトが発生しない参照光と干渉させることにより、周波数シフト量 Δf 程度の信号帯域の干渉光を検出するようにしているので、高精度の周波数シフト量 Δf を簡単に算出することが可能となる。

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5を参照して本実施形態の変形例の生体観測装置1Cを説明する。この生体観測装置1Cは、図4に示す生体観測装置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。

【0044】

10

また、本変形例においては、図4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(LED)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。

図4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、局所領域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。

【0045】

20

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、局所領域18近傍からの散乱光と、この局所領域18の周囲部分の散乱光との干渉光を検出する。

つまり、局所領域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周波数シフト量 Δf を伴わない散乱光となる。

そして、フォーカスされた超音波が照射された局所領域18から周波数シフトした散乱光と、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に入射される。そして、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。

【0046】

30

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4の場合とほぼ同様である。但し、図4におけるステップS4の代わりに、干渉光成分の検出信号における周波数が高い検出信号成分から、その周波数シフト量 Δf を算出する。

【0047】

本変形例によれば、図4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、PC9の機能を含む構成にしても良い。また、この場合、信号処理装置8内に、図3に示したフローチャートの処理手順に従って、生体観測装置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、PC9が信号処理装置8の機能を含む構成にしても良い。

40

【0048】

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観測を行えるようにしても良い。この場合、図4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4の構成の代わりに図5の構成を用いると、参照ミラー22の移動が不要となり、制御系の構成も簡単に済むメリットがある。

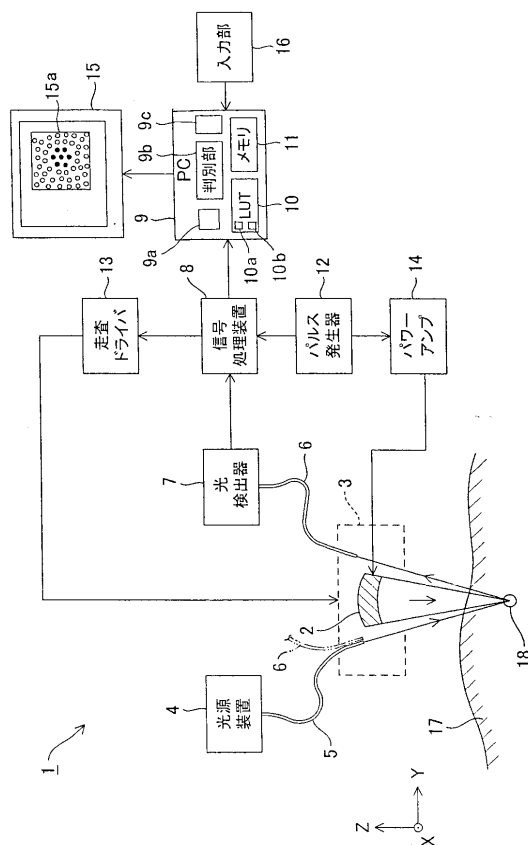
なお、上述した実施形態等を部分的に組み合わせる等して構成される実施形態も本発明に属する。

【0049】

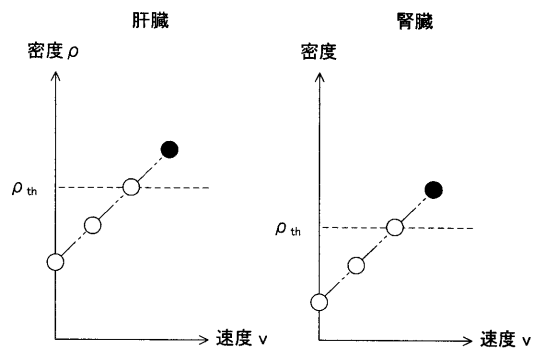
50

本出願は、２００９年６月８日に日本国に出願された特願２００９－１３７４８１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、請求の範囲に引用されるものとする。

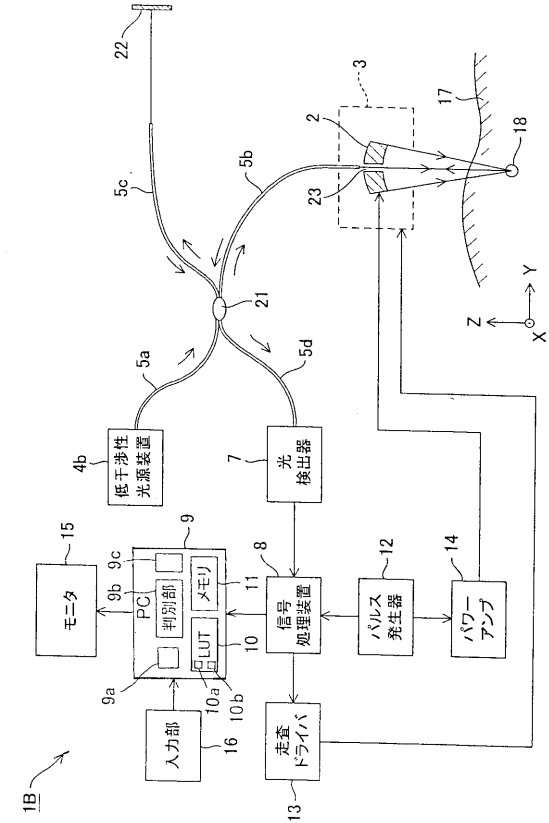
【図１】



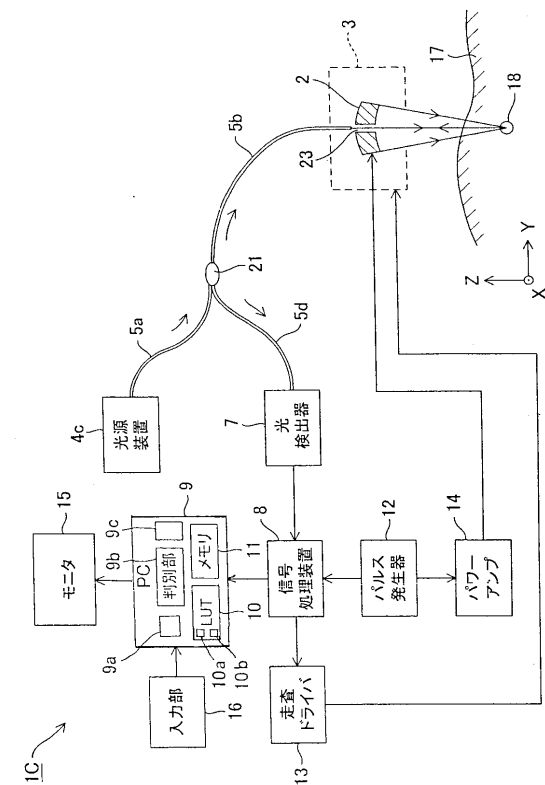
【図２】



【 図 3 】



【 図 5 】



フロントページの続き

審査官 横尾 雅一

(56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 1 7 0 3 6 3 (J P , A)

特開 2 0 0 5 - 2 2 4 3 9 9 (J P , A)

特開 2 0 0 7 - 0 8 2 6 5 8 (J P , A)

特開 2 0 0 8 - 5 3 9 9 4 3 (J P , A)

特開 2 0 0 8 - 3 0 4 4 3 9 (J P , A)

高原周作、外 2 名、光散乱媒質における超音波変調領域の光干渉法による抽出、電子情報通信学会技術研究報告、日本、2 0 0 4 年 3 月 1 0 日、第 1 0 3 巻第 7 3 0 号、第 3 7 頁 - 第 4 1 頁

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

G01N 21/00-21/61

G01N 29/00-29/28

G01N 15/00-15/14

A61B 8/00- 8/15

A61B 10/00

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

专利名称(译)	生物观察装置		
公开(公告)号	JP4763095B2	公开(公告)日	2011-08-31
申请号	JP2010547894	申请日	2010-06-04
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社 奥林巴斯株式会社		
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 奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社 奥林巴斯公司		
[标]发明人	五十嵐誠 印南岳晴		
发明人	五十嵐 誠 印南 岳晴		
IPC分类号	A61B8/08 G01N21/17		
CPC分类号	G01N21/1717 A61B5/0059 A61B5/0066 A61B5/0097 A61B5/415 A61B5/418 A61B8/08 G01N21/49 G01S15/8968		
FI分类号	A61B8/08 G01N21/17.620 G01N21/17.630		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	横尾正和		
优先权	2009137481 2009-06-08 JP		
其他公开文献	JPWO2010143591A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

生物观察装置将超声波照射到生物体内的预定区域，并且还将预定频率的光照射到照射超声波的预定区域和包含在预定区域中的生物成分。检测由于超声波振动引起的频移散射光。根据散射光的检测信号中的频移量计算生物成分的速度信息，根据速度信息计算生物成分的密度，并使用计算的密度值进行生物成分的状态确定。

【 図 1 】

