

(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2009-66110

(P2009-66110A)

(43) 公開日 平成21年4月2日(2009.4.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	2 G O 4 7
G O 1 N 21/35 (2006.01)	G O 1 N 21/35	2 G O 5 9
G O 1 N 21/17 (2006.01)	G O 1 N 21/17 6 1 0	4 C 6 0 1
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 T	
G O 1 N 29/00 (2006.01)	G O 1 N 29/00 5 0 1	
審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 15 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2007-236475 (P2007-236475)
 (22) 出願日 平成19年9月12日 (2007.9.12)

(71) 出願人 000001007
 キヤノン株式会社
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号
 (74) 代理人 100110412
 弁理士 藤元 亮輔
 (74) 代理人 100104628
 弁理士 水本 敦也
 (72) 発明者 西原 裕
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内
 (72) 発明者 増村 考洋
 東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

最終頁に続く

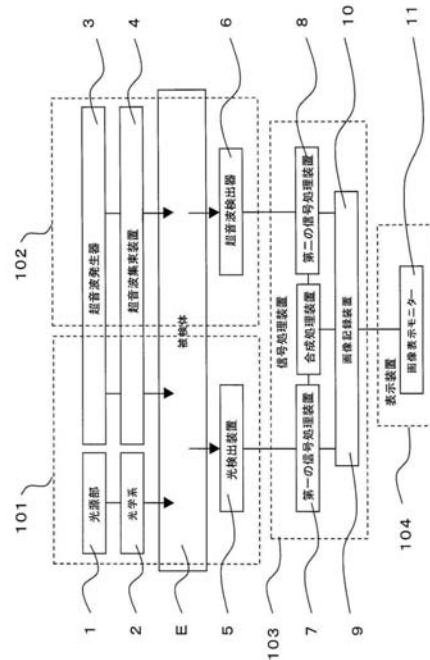
(54) 【発明の名称】 測定装置

(57) 【要約】

【課題】分光特性と構造特性を高精度かつ高解像度で関連付けることが可能な測定装置を提供する。

【解決手段】光源部1と光検出装置5を有して被検体Eの分光特性をAOTを利用して測定する分光特性測定装置101と、超音波検出器6を有して被検体Eの構造特性を超音波エコー信号を利用して測定する超音波エコー測定装置102と、を有する測定装置であって、分光特性測定装置101及び超音波エコー測定装置102は、それらに共通に設けられ、被検体Eに超音波パルスを送信する超音波発生器3と、それらに共通に設けられ、超音波発生器3が送信した超音波パルスを被検体Eの被検部位Xに集束する集束装置4とを有し、被検体Eの被検部位Xにおいて、音響光学効果による光源部1からの光の変調と超音波エコー信号の発生が同時に行われ、光検出装置5は同時に発生した変調光Iacを検出し、超音波検出器6は同時に発生した超音波エコー信号を検出する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光源部と光検出部を有し、被検体の分光特性を音響光学トモグラフィを利用して測定する分光特性測定装置と、超音波検出部を有し、前記被検体の構造特性を超音波エコー信号を利用して測定する超音波エコー測定装置と、を有する測定装置であって、

前記分光特性測定装置及び前記超音波エコー測定装置の各々は、

前記分光特性測定装置及び前記超音波エコー測定装置に共通に設けられ、前記被検体に超音波パルスを送信する超音波発生部と、

前記分光特性測定装置及び前記超音波エコー測定装置に共通に設けられ、前記超音波発生部が送信した超音波パルスを前記被検体の被検部位に集束する集束部と、を有することを特徴とする測定装置。

10

【請求項 2】

前記被検体の前記被検部位において、音響光学効果による前記光源部からの光の変調と前記超音波エコー信号の発生が同時に行われ、前記光検出部は同時に発生した変調光を検出し、前記超音波検出部は同時に発生した前記超音波エコー信号を検出することを特徴とする請求項 1 に記載の測定装置。

【請求項 3】

前記被検体の前記被検部位の分光特性の画像を生成する

第一の信号処理部と、

前記被検体の前記被検部位の構造特性の画像を生成する第二の信号処理部と、

前記分光特性の画像と前記構造特性の画像の合成画像を生成する合成処理部と、を更に有することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の測定装置。

20

【請求項 4】

前記合成処理部は、前記分光特性の画像と前記構造特性の画像を異なる色により識別可能にすることを特徴とする請求項 3 に記載の測定装置。

【請求項 5】

前記第一の信号処理部が生成した前記分光特性の画像、前記第二の信号処理部が生成した前記構造特性の画像、及び、前記合成処理部が生成した合成画像を記録する画像記録部を更に有することを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の測定装置。

【請求項 6】

前記第一の信号処理部が生成した前記分光特性の画像、前記第二の信号処理部が生成した前記構造特性の画像、及び、前記合成処理部が生成した合成画像を表示する表示装置を更に有することを特徴とする請求項 3 乃至 5 いずれかに記載の測定装置。

30

【請求項 7】

前記超音波発生部と前記超音波検出部は一つの超音波トランスデューサで構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の測定装置。

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体の特性を測定する測定装置に関する。

【背景技術】

10

【0002】

マンモグラフィなど、生体組織内部の代謝である分光特性を計測する測定装置は知られている。一方、生体の構造特性を得る超音波エコー装置も知られている。生体の分光特性と構造特性を同時に測定して重ね合わせることができれば医療診断の質と精度が向上するために好ましい。

【0003】

従来の分光特性測定装置は、音響光学トモグラフィ(AOT: Acousto-Optical Tomography)や光音響トモグラフィ(Photo-Acoustic Tomography: PAT)を利用する。AOTは、特許文献1に開示されているように、生体組織内部にコヒーレント光及び集束超音波を照射し、超音波が集束された領域において光が変調される効果(音響光学効果)を利用し、変調光を光検出器で検出する。一方、PATは、腫瘍などの被検部位とそれ以外の組織との光エネルギーの吸収率の差を利用し、被検部位が照射された光エネルギーを吸収して瞬間的に膨張する際の超音波(光音響信号)を超音波検出器で受信する。

20

【0004】

生体の分光特性と構造特性を共に測定する従来技術として、特許文献2は、PAT測定装置と超音波エコー装置を利用し、共通の検出器で光音響信号と超音波エコー信号を受信している。また、特許文献3は、超音波エコー信号を測定するトランスデューサの近傍に近赤外光源を配置し、超音波エコー画像と近赤外光による拡散光画像を測定している。

【特許文献1】米国特許第6738653号明細書

30

【特許文献2】特開2005-21380号公報

【特許文献2】米国特許第6264610号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、従来技術は、分光特性と構造特性を高精度に関連付けてはならず、診断の質や精度は必ずしも向上していなかった。まず、被検体は乳房などで構造が変形しやすい。このため、特許文献1に記載のAOT測定装置に別体の超音波エコー装置を適用して機能情報と構造情報を別々に測定すると、例えば、超音波プローブを生体に接触させる圧力変形のために、測定時の被検体の構造が異なってしまう。このため、2つの特性を高精度に位置を対応させて重ね合せするのが困難になる。また、特許文献2は、PAT検出器と超音波エコー検出器を共通化しているため、両特性を同時に測定することができない。両特性を測定する時間に差があると、その間で被検体が動くことなどにより、両特性を高精度に位置を対応させて重ね合せすることが困難になる。更に、特許文献3の装置で測定する拡散光画像による分光特性は、特許文献1や2の装置に比べると解像度が低くなる。

40

【0006】

本発明は、分光特性と構造特性を高精度かつ高解像度で関連付けることが可能な測定装置に関する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

50

本発明の一側面としての測定装置は、光源部と光検出部を有し、被検体の分光特性を音響光学トモグラフィを利用して測定する分光特性測定装置と、超音波検出部を有し、前記被検体の構造特性を超音波エコー信号を利用して測定する超音波エコー測定装置と、を有する測定装置であって、前記分光特性測定装置及び前記超音波エコー測定装置の各々は、前記分光特性測定装置及び前記超音波エコー測定装置に共通に設けられ、前記被検体に超音波パルスを送信する超音波発生部と、前記分光特性測定装置及び前記超音波エコー測定装置に共通に設けられ、前記超音波発生器が送信した超音波パルスを前記被検体の被検部位に集束する集束部と、を有することを特徴とする。

【0008】

本発明の更なる目的又はその他の特徴は、以下、添付図面を参照して説明される好ましい実施例によって明らかにされるであろう。

10

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、分光特性と構造特性を高精度かつ高解像度で関連付けることが可能な測定装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

図1は、本発明の一実施例の測定装置の構成を示すブロック図である。測定装置は、被検体Eの分光特性と構造特性とを測定し、分光特性測定装置101と、超音波エコー測定装置102と、信号処理装置103と、表示装置104と、を有する。

20

【0011】

被検体Eは、乳房などの生体組織である。癌などの腫瘍が成長する際には新生血管の形成や酸素の消費量が増大することが知られている。このような新生血管の形成や酸素消費量の増大を評価する方法として、酸化ヘモグロビン(HbO₂)と還元ヘモグロビン(Hb)の吸収スペクトルの特徴を利用することができる。図7は、波長600-1000nm範囲におけるHbO₂とHbの吸収スペクトルである。

【0012】

測定装置は複数波長のHbO₂とHbの吸収スペクトルから、生体組織内の血液中に含まれるHbとHbO₂の濃度を測定する。そして、複数の位置でHbとHbO₂の濃度を測定し、濃度分布の画像を作成することにより生体組織内で新生血管が形成されている領域を判別することができる。また、HbとHbO₂の濃度から酸素飽和度を算出し、酸素飽和度から酸素の消費量が増大している領域を判別することができる。このように測定装置で測定したHbとHbO₂の分光情報を診断に利用することができる。

30

【0013】

分光特性測定装置101は、被検体Eの組織内部の分光特性をAOTを利用して測定する。分光特性測定装置101は、光源部1と、光学系2と、超音波発生部3と、超音波集束部4と、光検出部5と、を有する。

【0014】

光源部1は、被検体Eに照射する複数の波長の光を発生する光源である。光源の波長は、生体組織を構成する水、脂肪、タンパク質、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン、などの吸収スペクトルに応じた波長を選定する。一例としては、生体内部組織の主成分である水の吸収が小さいため光が良く透過し、脂肪、酸化ヘモグロビン、還元ヘモグロビンのスペクトルに特徴がある600乃至1500nm範囲が適当である。また、コヒーレンス長が長く(例えば、1m以上)、強度が一定のCW(Continuous Wave)光を発生するものである。具体的な光源の例として、異なる波長を発生する半導体レーザー、波長可変レーザーなどで構成するとよい。

40

【0015】

光学系2は、被検体Eに光源部1から発した光を導くためのものである。図2は光学系2の一例を示すものである。図2において、光源部1は波長の異なる半導体レーザー12a、12b、12cで構成され、12aは波長a、12bは波長b、12cは波長c

50

の光を発生する。光学系 2 は、レンズ 13 a、13 b、13 c と、ダイクロイックミラー 14 a、14 b、14 c と、集光レンズ 15 と、光ファイバー 16 とを有する。

【0016】

レンズ 13 a、13 b、13 c は、半導体レーザ 12 a、12 b、12 c から発生した光を夫々平行光線にし、ダイクロイックミラー 14 a、14 b、14 c に導く。ダイクロイックミラー 14 a は波長 a の光を反射し、ダイクロイックミラー 14 b は波長 b の光を反射し波長 a の光は透過する特性を有する。また、ダイクロイックミラー 14 c は波長 c の光を反射し波長 a と b の光は透過する特性を有する。ダイクロイックミラー 14 a、14 b、14 c を反射及び透過した光は、集光レンズ 15 により光ファイバー 16 の端面に集光される。光ファイバー 16 は、光を被検体 E に導光する。光ファイバー 16 を伝わる光は光ファイバー 16 の他端から被検体 E に光を照射する。

10

【0017】

超音波発生部 3 は、被検体 E に超音波（超音波パルス）を送信する超音波送信装置である。本実施例は、超音波の周波数の範囲を、超音波エコー装置では被検体 E の測定深さや分解能により適当な周波数が異なるが、1 から数十（MHz）の範囲に設定している。

【0018】

図 3 は、超音波発生部 3 の一例としてのリニアアレイ探触子の構造を示す概略斜視図である。小さな短冊形の超音波振動子 17 がバッキング材 18 上に複数個配列され、超音波振動子 17 の超音波を放射する面には音響整合層 19 と、さらにその上に音響レンズ 20 が設けられている。各超音波振動子 17 はリード線 21 が接続されている。

20

【0019】

超音波振動子 17 は、印加した電圧を超音波に変換、及び受信した圧力変化を電圧に相互に変換する圧電効果を有する圧電素子で構成される。このように超音波による機械的振動と電気信号を相互に変換するデバイスを超音波トランスデューサという。圧電素子としては、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛）に代表される圧電セラミック材料や PVDf（ポリフッ化ビニリデン）に代表される高分子圧電膜材料などを用いることができる。

【0020】

バッキング材 18 は、超音波の送信方向と逆方向へ発生する音波を吸収し、超音波振動子 17 の不必要な振動を抑制する。圧電素子と生体では音響インピーダンスが大きく異なるため、圧電素子と生体が直接接した場合は、界面での反射が大きくなり超音波を効率よく伝達（送受信）することができない。このため圧電素子で構成される超音波振動子 17 と生体の間に中間的な音響インピーダンスを有する物質で構成した音響整合層 19 を挿入して超音波を効率よく伝達する。

30

【0021】

音響レンズ 20 は、超音波振動子 17 の配列方向と直角方向の超音波の広がりを抑制する。リード線 21 は、超音波振動子 17 の信号を送受信するために用いられる。

【0022】

超音波集束部 4 は、超音波発生器 3 が送信する超音波を被検体 E の組織内部の被検部位に集束する。超音波を集束する方法としては、球面、円筒面、非球面形状の凹面超音波振動子や音響レンズを用いるものやアレイ探触子を用いた電子フォーカスなどがある。凹面超音波振動子では凹面の曲率によって焦点位置が決まる。音響レンズは、生体組織内部の音速よりも遅い音速の材料で構成すると形状は凸レンズとなり、凹面超音波振動子と同様に凸面の曲率によって焦点位置が決まる。

40

【0023】

本実施例は、前述したアレイ探触子を用いた電子フォーカスを用いる。以下、図 4 を参照してかかる例について説明する。ここで、図 4 は、超音波集束部 4 の一例の概略ブロック図である。

【0024】

複数個配列された夫々の超音波振動子 17 a, b, c, d, e, f, g には、可変遅延素子 22 a, b, c, d, e, f, g とパルサ 23 がリード線 21 を介して接続されてい

50

る。可変遅延素子 22 は、細長い電線をコイル状に巻いたものなどを用いて、電線を伝わる電気信号の伝導を遅らせる。また、コイルの途中に複数個設けたタップを切り替えることにより、電気信号の遅延時間を調節することができる。パルサ 23 は、超音波振動子 17 に印加するパルス電圧を発生する装置である。

【0025】

中心部の可変遅延素子 22 ほど遅延時間を長くする ($a = g < b = f < c = e < d$) と、各超音波振動子 17 によって形成される合成波面は集束波面となる。このように可変遅延素子 22 によって与える遅延時間を制御することにより、超音波を集束する位置を制御することができる。また、同様の制御により超音波が進行する方向を制御することができる。

10

【0026】

図 4 は超音波を送信する場合について説明したが、受信する場合についても同様の関係が成り立ち、超音波エコー発生源と各超音波振動子 17 までの距離の差を可変遅延素子 22 によって補正して位相を揃えることができる。このような電子フォーカスが可能な探触子としては、リニアアレイ探触子の他に、超音波振動子を二次元面内に配列した 2D アレイ探触子、リング状の振動子を同心円状に並べたアニュラアレイ探触子、などがある。また、凹面超音波振動子や音響レンズを用いる超音波集束部 4 では、超音波集束部 4 の位置を機械的駆動により変更することで、超音波を集束する位置を制御することができる。

【0027】

光検出部 5 は、被検体 E の内部組織を伝播して再び外部に射出した光を検出する。光検出部 5 は、図 5 に示すように、光センサー 24、レンズ 25、光ファイバー 26、レンズ 27 から構成される。ここで、図 5 は、光検出部 5 の一例を示す概略ブロック図である。

20

【0028】

図 5 に示すように、光源部 1 から発した光は光学系 2 を通って被検体 E に入射する。被検体 E に入射した光は、内部で吸収と散乱を繰り返して多重散乱して様々な方向に伝播する。吸収散乱媒質中の光の伝播は、光拡散方程式によって記述することができる。ここで、光源部 1 から図 5 に示す超音波の集束位置 (被検部位) X までの光の伝播による光子のフルエンス率を (r_s)、超音波の集束位置 X から光センサー 24 までの光の伝播による光子のフルエンス率を (r_d) とする。

【0029】

30

一方、超音波の集束位置 X の近傍では音圧が大きくなるため吸収散乱媒質に密度変化が生じ、屈折率変化及び散乱体の変位する。この超音波が集束した領域を光が通過すると、屈折率変化や散乱体の変位によって光の光学的位相が変化する。このため、集束位置 X では、局所的に音圧が高くなり周辺部に比べて超音波による影響 (屈折率変化と散乱体の変位) を強く受け、周波数 (MHz) の超音波によって変調された光が、周辺部に比べて多く発生する。この音響光学効果による変調光を選択的に検出することにより、超音波が集束された領域から発生する光信号を選択的に計測することができる。

【0030】

ここで、光が超音波によって変調される効率 (modulation depth) を m 、入射光の強度を I_0 とすると、検出する光信号 I_{ac} は以下のように表される。

40

【0031】

【数 1】

$$I_{ac} = I_0 \cdot \Phi(rs) \cdot m \cdot \Phi(rd)$$

【0032】

光センサー 24 は、超音波によって変調された変調光 I_{ac}

【0033】

と超音波の変調を受けずに多重散乱した非変調光を同時に検出する。超音波発生部 3 及び超音波集束部 4 により、超音波の集束位置 X を制御 (走査) することにより、所望の位置

50

の光信号を計測することができる。光センサー 24 には、PMT (Photomultiplier)、CCD (Charge Coupled Device)、CMOS (相補性金属酸化膜半導体) などの光電変換素子を適用可能である。但し、光源部 1 が発生する光の波長 600 - 1500 nm 範囲に十分な感度を有するものを選定する必要がある。

【0034】

レンズ 25 は、被検体 E の内部組織を伝播して再び外に出てきた光を集光して光ファイバー 26 に導き、レンズ 27 は光ファイバー 26 から出てきた光を光センサー 24 に導く。光センサー 24 が検出した信号は、第一の信号処理部 7 に送信される。

【0035】

超音波エコー測定装置 102 は、被検体 E の組織内部の構造特性を超音波エコーを利用して測定する。超音波エコー測定装置 102 は、超音波送信手段としての上述の超音波発生部 3 と、上述の超音波集束部 4 と、超音波検出部 6 と、を有する。このように、同一の超音波発生部 3 が分光特性測定装置 101 と超音波エコー測定装置 102 に共通に使用され、同一の超音波集束部 4 が分光特性測定装置 101 と超音波エコー測定装置 102 に共通に使用される。

10

【0036】

超音波検出部 6 は、被検体 E の内部組織から発生する超音波エコー信号を受信する超音波受信装置である。超音波発生部 3 と同様に圧電素子で構成され、前述した探触子の例では送信と受信の両方の機能を一つのデバイス (超音波トランスデューサ) に備えることができる。

20

【0037】

信号処理装置 103 は、分光特性測定装置 101 が測定した分光特性を含む信号及び超音波エコー測定装置 102 が測定した構造特性を含む信号を処理して画像を生成する。信号処理装置 103 は、第一の信号処理部 7 と、第二の信号処理部 8 と、合成処理部 9 と、画像記録部 10 とを有する。

【0038】

第一の信号処理部 7 は、被検体 E の被検部位の分光特性の画像を生成する。図 5 に示す第一の信号処理部 7 は、フィルタ 28、信号解析装置 29、画像生成装置 30 から構成される。フィルタ 28 は、変調光 Iac と非変調光を分離して測定する。フィルタ 28 には、特定周波数の信号を選択的に検出するバンドパスフィルタ、特定周波数の光を増幅して検出するロックインアンプが適用可能である。信号解析装置 29 は、集束超音波の座標データとこの座標データに対応した光信号 Iac から被検体 E 内の分光特性の分布データを作成する。

30

【0039】

第二の信号処理部 8 は、被検体 E の被検部位の構造特性の画像を生成する。図 5 に示す第二の信号処理部 8 は、信号解析装置 31、画像生成装置 32 から構成される。信号解析装置 31 は、超音波発生部 3 及び超音波集束部 4 によって被検体 E の組織内部の位置 X に向けて照射された周波数 (MHz) の超音波パルスで発生した超音波エコー信号を基に組織内部の構造特性を算出する。画像生成装置 32 は、信号解析装置 31 で算出した構造特性の分布から画像を生成する。

40

【0040】

合成処理部 9 は、第一の信号処理部 7 が生成した分光特性の画像と第二の信号処理部 8 が生成した構造特性の画像の合成画像を生成する。合成処理部 9 は、分光特性を測定した位置 X と構造特性を測定した位置 X の対応を取って 2 つの特性を合成する。また、分光特性の画像と構造特性の画像に異なる色を付けることにより、2 つの特性を識別可能にしている。

【0041】

画像記録部 10 は、第一の信号処理部 7 が生成した分光特性の画像、第二の信号処理部 8 が生成した構造特性の画像、及び、合成処理部 9 が生成した合成画像を記録する。画像記録部 10 は、光ディスク、磁気ディスク、半導体メモリ、ハードディスク、などのデー

50

タ記録装置を用いることができる。

【0042】

表示装置104は、信号処理装置103で生成した画像を表示し、画像表示モニター11を有する。即ち、表示装置104は、第一の信号処理部7が生成した分光特性の画像、第二の信号処理部8が生成した構造特性の画像、及び、合成処理部9が生成した合成画像を表示する。画像表示モニター11は、液晶ディスプレイ、CRT、有機EL、などの表示デバイスを用いることができる。

【0043】

測定装置は、被検体Eの組織内部の分光特性及び構造特性を測定し、両特性を高精度に重ね合わせた合成画像を生成して表示する。

10

【0044】

測定装置の分光特性測定装置101の動作において、まず、光源部1から特定波長の光を発光し、光学系2により、被検体Eに光を照射する。具体的には、光源部1に設けた半導体レーザ12a-cは、波長a-cのCW光を発光し、光学系2に設けたレンズ13a-c、ダイクロイックミラー14a-c、レンズ15、光ファイバー16により、被検体Eに光を照射する。次に、超音波発生部3から送信した周波数(MHz)の超音波パルスを、超音波集束部4が電子フォーカスにより、被検体Eの組織内部の特定位置(被検部位)Xに集束する。この結果、集束位置Xでは、周囲に比べて音圧が高くなり、集束位置Xに照射された光が音響光学効果によって変調光Iacが発生する。そして、光検出部5の光センサー24が、被検体Eから放出される変調光Iacと非変調光を、レンズ25

20

【0045】

一方、測定装置の超音波エコー測定装置102の動作においては、超音波発生部3から送信した超音波パルスを超音波集束部4が、被検体Eの組織内部の特定位置(被検部位)Xに集束する。次に、超音波検出部6が、その超音波パルスによる被検体Eの超音波エコー信号を検出する。

【0046】

このように、測定装置においては、超音波発生部3と超音波集束部4が共通化されている。しかし、かかる構成は、単に分光特性測定装置101と超音波エコー測定装置102が部材を共有して測定装置の小型化と低価格化を図るのみにとどまらず、分光特性と構造特性を同時に測定するためのものである。即ち、超音波発生部3が発生した超音波パルスは、分光特性の測定と構造特性の測定の両方に同時に使用される。超音波発生部3が発生した超音波パルスが超音波集束部4により被検部位Xに集束すると、被検部位Xでは、音響光学効果による光源部1からの光の変調(変調光Iacの生成)と超音波エコー信号の発生が同時に行われる。その後、光検出部5は、その同時に発生した変調光Iacを検出し、超音波検出部6は、その同時に発生した超音波エコー信号を検出する。変調光は光速で光検出部5に到達し、超音波エコー信号は音速で超音波検出部6に到達するため、到達時間は同時ではない。しかし、同一の被検部位における光の変調と超音波エコー信号の生成が同時であるため、分光特性と構造特性とは高精度な対応付けが可能となる。

30

【0047】

以下、かかる現象を、図6を参照して説明する。ここで、図6は、超音波パルス発生から光信号及びエコー信号を検出するまでの時間を示すチャートである。同図において、光源部1から光が被検体Eの照射されている時、超音波発生部3及び超音波集束部4によって時間t0に超音波パルスが発生する。超音波パルスが発生して位置Xに到達するまでの時間をt1とすると、位置Xにおける超音波による変調光信号とエコー信号は、t0からt1後に略同時に発生する。ここで、超音波の速度に対して光源部1が発する光は十分に速いので、光検出装置5はt0から略t1後から超音波パルスが印加された時間分の変調光信号を検出する。一方、超音波パルス発生から位置Xにおけるエコー信号が超音波検出部6に到達するまでの時間をt2とすると、超音波検出部6はt0から略t2後から超音波パルスが印加された時間分のエコー信号を検出する。このように本実施例で検出される

40

50

変調光信号とエコー信号は、同一の超音波パルスによって同じ位置 X、同じ時間に発生したものであり、空間的なズレと時間的なズレが極めて小さい。

【0048】

次に、第一の信号処理部 7 は、光センサー 24 で検出した、変調光 I a c と非変調光の両方の光信号から、フィルタ 28 によって周波数 (M H z) の変調信号を分離する。また、第一の信号処理部 7 は、光強度と位相から被検体 E の組織内部の分光特性の画像生成を生成する。即ち、信号解析装置 29 は、集束超音波の座標データとこの座標データに対応し、分離された変調信号から被検体 E 内の分光特性の分布データを作成する。画像生成装置 30 は、信号解析装置 29 で作成した被検体 E 内の分光特性の分布データから画像を生成する。

10

【0049】

また、第二の信号処理部 8 は、超音波エコー信号から被検体 E の組織内部の構造特性の画像生成を生成する。即ち、第二の信号処理部 8 の信号解析装置 31 は、超音波検出部 6 で検出した超音波エコー信号を基に、被検部位の構造特性を算出する。画像生成装置 32 は、信号解析装置 31 で算出した構造特性の分布から画像を生成する。

【0050】

次に、合成処理部 9 は、被検体 E の位置に対応した分光特性と構造特性を合成処理して画像表示モニター 11 に表示する。合成処理部 9 は、分光特性を測定した位置 X と構造特性を測定した位置 X の対応を取って、第一の信号処理部 7 で生成した分光特性の画像と、第二の信号処理部 8 で生成した構造特性の画像を合成する。また、分光特性の画像と構造特性の画像に異なる色を付けることにより、2つの特性を識別できるようにする。第一の信号処理部 7 で生成した分光特性の画像と、第二の信号処理部 8 で生成した構造特性の画像と、合成処理部 9 で生成した合成画像は、画像記録部 10 に記録されると共に表示装置 104 の画像表示モニター 11 に表示される。

20

【0051】

以上説明したように、分光特性と構造特性を測定するために使用した超音波パルスは同じ被検部位 X に同じ時間に照射されたものであり、空間的なズレと時間的なズレが極めて小さい。このため、本実施例は、両特性をほぼ同時に測定することができる。被検者の動きによる影響や測定時間の差による影響が少ないので、両特性から作成した画像を高精度に重ね合わせることができ、この画像により、診断の精度と質が向上する。また、A O T を利用して超音波を集束した被検部位の分光特性を高い解像度で測定する。更に、超音波発生部 3 と超音波集束部 4 を共通に使用するため、低コストで小型の測定装置を提供することができる。

30

【0052】

以上、本発明の好ましい実施例を説明したが、本発明はこれらに限定されずその要旨の範囲内で種々の変形及び変更が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0053】

【図 1】本発明の一実施例の測定装置のブロック図である。

【図 2】図 1 に示す測定装置の光源部のブロック図である。

40

【図 3】図 1 に示す測定装置の超音波発生器のブロック図である。

【図 4】図 1 に示す測定装置の超音波集束装置のブロック図である。

【図 5】図 1 に示す測定装置の光検出装置、及び第一第二の信号処理装置のブロック図である。

【図 6】図 1 に示す測定装置の動作を説明するためのタイミングチャートである。

【図 7】波長 600 - 1000 nm 範囲における H b O₂ と H b の吸収スペクトルである。

【符号の説明】

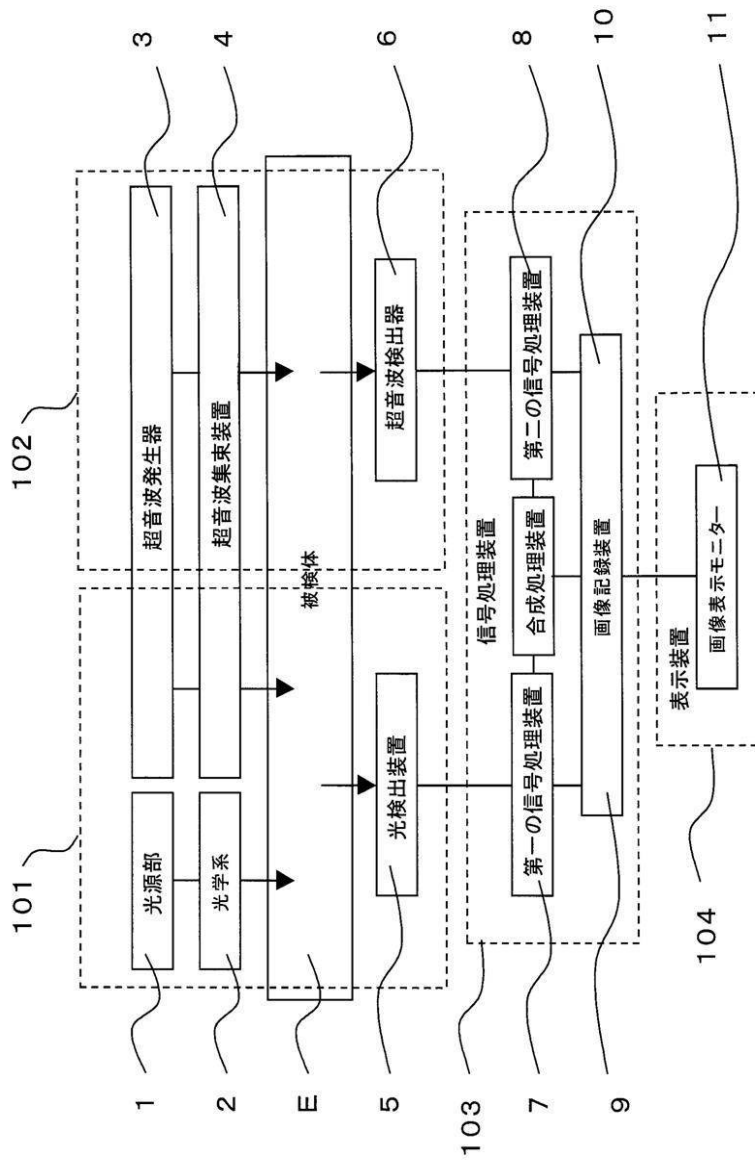
【0054】

1 光源部

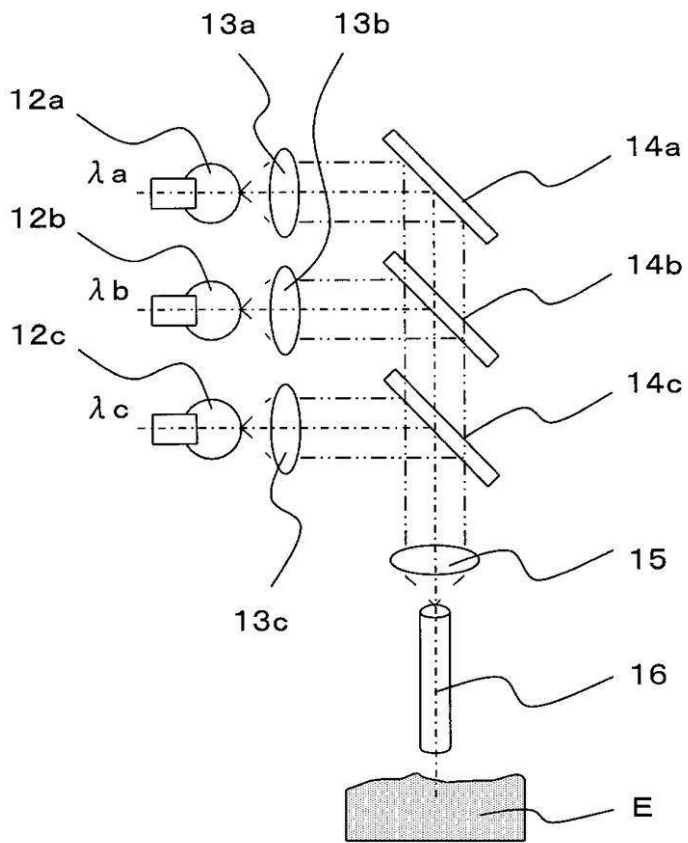
50

3	超音波発生器
4	超音波集束装置
5	光検出装置
6	超音波検出器
7	第一の信号処理装置
8	第二の信号処理装置
9	合成処理装置
10	画像記録装置
101	分光特性測定装置
102	超音波工口一測定装置
104	表示装置

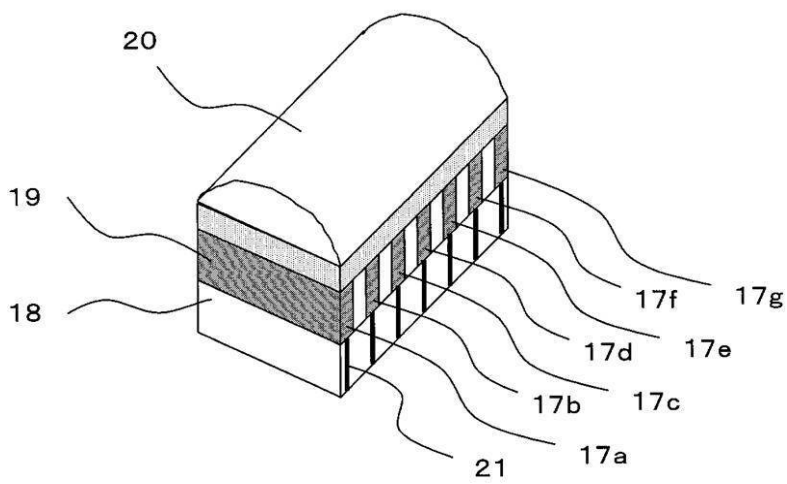
【図 1】



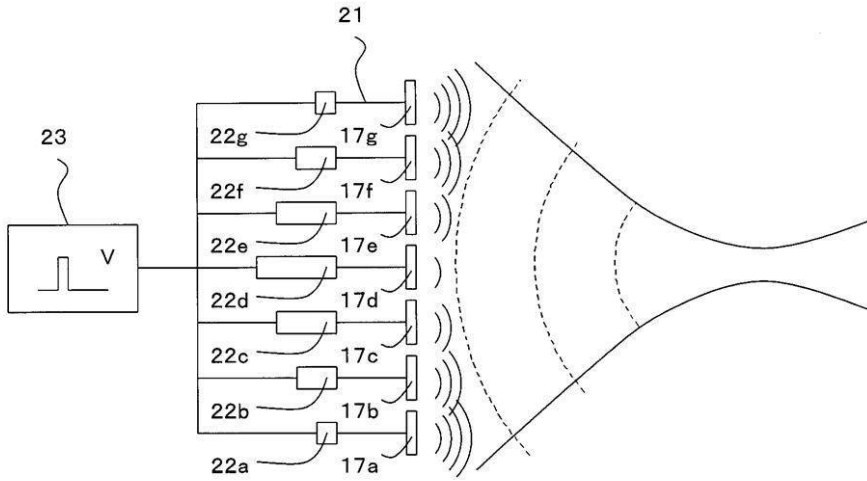
【 図 2 】



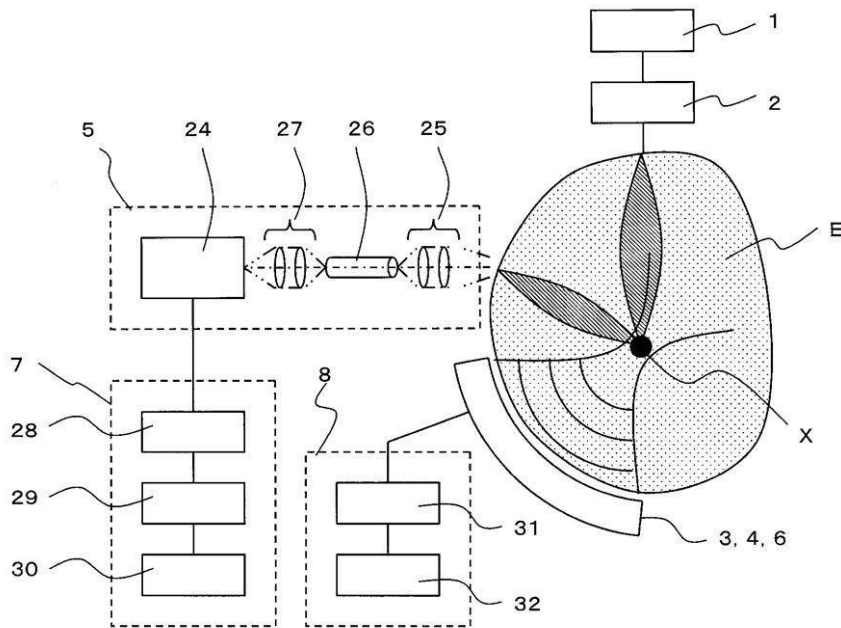
【 図 3 】



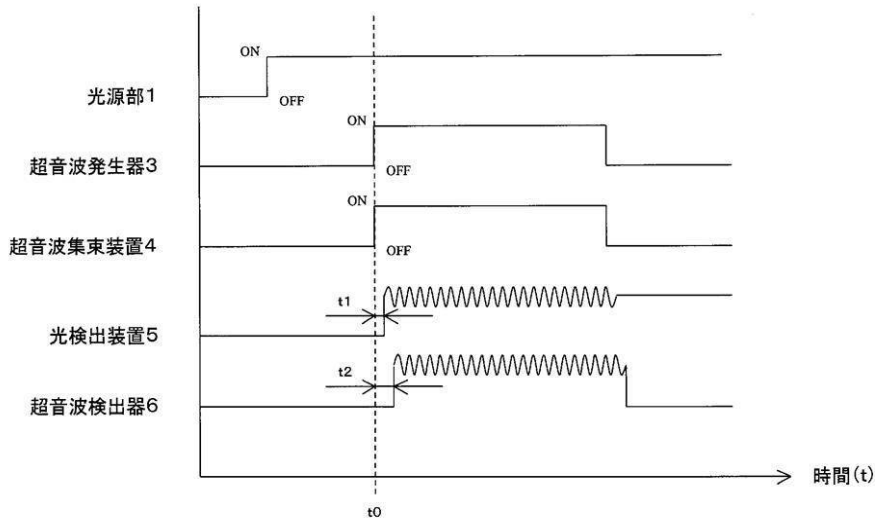
【 図 4 】



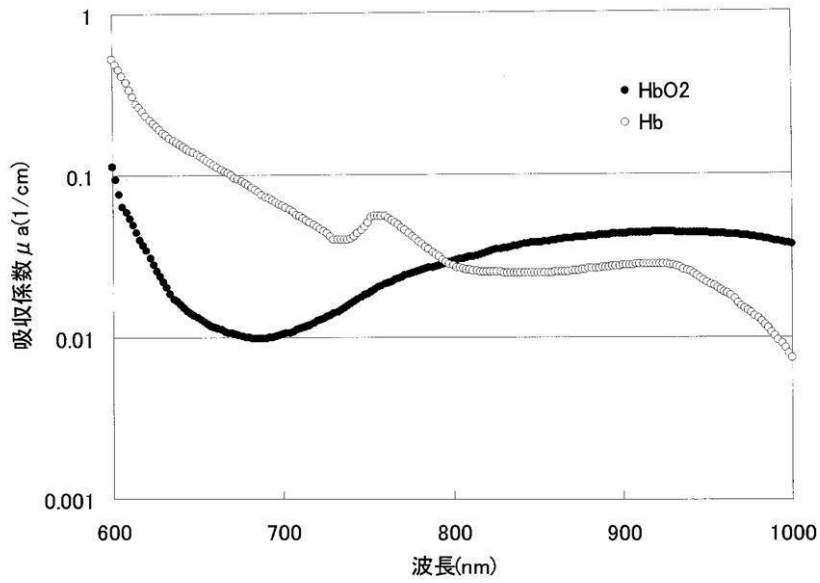
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 10/00 E

(72)発明者 吉田 拓史

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

Fターム(参考) 2G047 AA12 BC13 CA01 DB02 EA01 EA08 EA10 FA00 GA21 GB02
GD00 GG17 GG35 GG46 GH06 GH13
2G059 AA01 AA06 BB12 BB13 CC16 CC18 EE01 EE02 EE12 FF01
GG01 HH01 HH02 JJ07 JJ17
4C601 BB02 BB07 BB21 DD08 DE16 EE01 EE09 GB04 GB06 GB32
HH21 JB02 JC07 JC13 JC21 KK02 KK12 KK24