

(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2013-78463
(P2013-78463A)

(43) 公開日 平成25年5月2日(2013.5.2)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)

F I
A61B 8/08

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2011-219879 (P2011-219879)
(22) 出願日 平成23年10月4日 (2011.10.4)

(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 100085006
弁理士 世良 和信
(74) 代理人 100100549
弁理士 川口 嘉之
(74) 代理人 100106622
弁理士 和久田 純一
(74) 代理人 100131532
弁理士 坂井 浩一郎
(74) 代理人 100125357
弁理士 中村 剛
(74) 代理人 100131392
弁理士 丹羽 武司

最終頁に続く

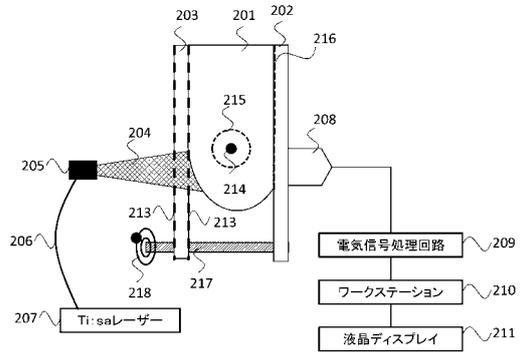
(54) 【発明の名称】 音響波取得装置

(57) 【要約】

【課題】 保持板と音響接触補強材を用いる光音響測定において、照射光の平均密度を上げて、被検体の深部の画像を良好に形成する装置を提供する。

【解決手段】 音響接触補強材を介して被検体を保持する保持板と、光源からの光を照射された被検体から発生する音響波を受信して電気信号に変換する音響波検出器と、電気信号を用いて被検体の内部の特性情報を生成する計算処理装置を有し、保持板に親水処理が施されているか、または、音響接触補強材に界面活性剤が含まれている音響波取得装置を用いる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

音響接触補強材を介して被検体を保持する保持板と、
光源からの光を照射された前記被検体から発生する音響波を受信して電気信号に変換する音響波検出器と、
前記電気信号を用いて前記被検体の内部の特性情報を生成する計算処理装置と、
を有する音響波取得装置であって、
前記保持板には、親水処理が施されている
ことを特徴とする音響波取得装置。

【請求項 2】

前記親水処理は、前記保持板に対する石鹼コーティングである
ことを特徴とする請求項 1 に記載の音響波取得装置。

【請求項 3】

音響接触補強材を介して被検体を保持する保持板と、
光源からの光を照射された前記被検体から発生する音響波を受信して電気信号に変換する音響波検出器と、
前記電気信号を用いて前記被検体の内部の特性情報を生成する計算処理装置と、
を有する音響波取得装置であって、
前記音響接触補強材には、界面活性剤が含まれている
ことを特徴とする音響波取得装置。

【請求項 4】

前記界面活性剤は、石鹼水である
ことを特徴とする請求項 3 に記載の音響波取得装置。

【請求項 5】

前記光源の光を拡散させて前記被検体に照射する照射光学系をさらに有する
ことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の音響波取得装置。

【請求項 6】

前記保持板と前記音響接触補強材の接触角を θ 、前記照射光学系による光の拡散角を α 、
前記音響接触補強材と空気の屈折率を n としたときに、次式

$$(\tan \theta) / ((n - 1) \cdot \sin \alpha) > 1$$

の条件を満たすことを特徴とする請求項 5 に記載の音響波取得装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、音響波取得装置に関する。

【背景技術】

【0002】

レーザーなどの光源から被検体に照射した光を被検体内に伝搬させ、被検体内の光学特性に関する空間分布情報を得る光イメージング装置の研究が、被検体を生体として医療分野を中心に積極的に進められている。このような光イメージング技術の一つとして、特許文献 1 で開示されている、Photoacoustic Tomography (以下 PAT: 光音響トモグラフィ) がある。

【0003】

PAT においては、ナノ秒パルスレーザーなどの光源から生体 (被検体) に照射されたパルス光が、被検体内を伝搬・拡散して生体組織で吸収されるときに発生する音響波 (超音波) を、探触子で検出する。そして、検出した音響波を解析処理することで、被検体内部の光学特性に関連した情報を可視化する。具体的には、被検体から得られた音響波の初期音圧分布に基づいて、被検体内部の光学特性として、光エネルギー吸収密度分布や、それをもとに算出される光吸収係数分布が算出される。

【0004】

10

20

30

40

50

人間の乳房等をPATにより測定する場合、特許文献1や非特許文献1のように、2枚の保持板を使って乳房を挟み込んで固定することがある。この時、保持板を透過させて光を乳房に照射し、乳房内で発生した光音響波は保持板を介して検出される。保持板の材料として、光の透過性を考慮し、アクリル、ポリカーボネイトを使用することが考えられる。また乳房と保持板の間に空気が入ると生体内からの音響波が検出不可能か困難になるため、乳房と保持板の間の接触面全体に音響接触補強材を薄く塗布する必要がある。音響接触補強材としては、水などの液体や、超音波診断装置で使われるジェルを使用できる。

【0005】

レーザーを人体に照射する場合、JIS規格(C6802およびIEC60825-1)によって、皮膚上での最大許容露光量(MPE: Maximum Permissible Exposure)が定められている。したがって、人体の表面に照射されるレーザー光の強度が常にMPEを超えない様に装置を設計する必要がある。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】米国特許第5713356号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Srirang Manohar, et al., Characterization of a clinical prototype for photoacoustic mammography and some phantom studies, Proc. Of SPIE, p27

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

保持板越しに被検体に光を照射してPATによる測定を行う場合、光が透過する保持板に音響接触補強材(水、ジェル)の滴が付着することが想定される。保持板の材料として、光の透過性を考慮してアクリルやポリカーボネイトを使用する場合、音響接触補強材が、接触角が大きい角度で保持板に付着するため、音響接触補強材が集光度の高いレンズとなる。以下、乳房と保持板の間の音響接触を取るための水、液体、ジェルなどのことを音響接触補強材と総称する。

【0009】

30

一般的には、固体上の水滴の形状は図6のように円の一部として簡易的に説明される。図6では、直線401を固体表面として、点Oを中心として円を描き、その円を固体表面401によって二分している。そして、固体表面より上側の弧IJKと、直線KHIとに囲まれた部分が液体402である。図6は、この液体の水滴を横から見た断面図である。円の中心Oから線分KIの中心Hを通った延長線と、点Kおよび点Iでの円の接線の交点が点Lである。この図において、水滴の直径をb、水滴の高さをaとすると、接触角は、三角形の内角の定理と相似より、式(1)で概算される。また水滴の高さとは、その円の中心での高さである。

$$= 2 \cdot \tan^{-1} (2a/b) \quad \dots (1)$$

なお、水滴の直径とは、水滴と個体とが接触する領域は円形になるので、その円の直径を意味する。

40

【0010】

さらに図6にこの水滴を通ってきた光403を示す。光403は直線OLの延長線上の点Fで集光する。HFの距離fは、水滴の曲率半径をr、水と空気の屈折率をnとすると、式(2)で算出される。

$$f = r / (n - 1) \quad \dots (2)$$

さらに図6に従って式(2)を変換すると、焦点距離fは、式(3)で表される。

$$f = b / (2 \cdot (n - 1) \cdot \sin \theta) \quad \dots (3)$$

【0011】

式(1)~式(3)より、音響接触補強材の滴が集光度の高いレンズとなった場合、こ

50

の音響接触補強材を透過した光は、焦点の位置で集光するため、保持板から離れた位置の被検体表面の光照射密度は局所的に高くなる事が分かる。

そのため、レンズ効果によって光照射密度分布が局所的に高くなった位置であっても JIS 規格の MPE を超えないように、被検体表面へ照射する照射光の平均密度を MPE よりも低く設定する必要がある。その結果、被検体内部への光の深達長が浅くなり、発生する音響波の強度が小さくなるために、被検体の深部の画像が良好に形成できなくなると言う問題があった。

【0012】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、保持板と音響接触補強材を用いる光音響測定において、照射光の平均密度を上げて、被検体の深部の画像を良好に形成する装置を提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明は以下の構成を採用する。すなわち、
音響接触補強材を介して被検体を保持する保持板と、
光源からの光を照射された前記被検体から発生する音響波を受信して電気信号に変換する音響波検出器と、
前記電気信号を用いて前記被検体の内部の特性情報を生成する計算処理装置と、
を有する音響波取得装置であって、
前記保持板には、親水処理が施されている

20

【0014】

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、
音響接触補強材を介して被検体を保持する保持板と、
光源からの光を照射された前記被検体から発生する音響波を受信して電気信号に変換する音響波検出器と、
前記電気信号を用いて前記被検体の内部の特性情報を生成する計算処理装置と、
を有する音響波取得装置であって、
前記音響接触補強材には、界面活性剤が含まれている

30

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、保持板と音響接触補強材を用いる光音響測定において、照射光の平均密度を上げて、被検体の深部の画像を良好に形成する装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

- 【図1】光音響イメージング装置の基本的な構成を示す図。
- 【図2】実施例1に係る光音響イメージング装置の構成を示す図。
- 【図3】実施例2に係る光音響イメージング装置の構成を示す図。
- 【図4】実施例1に係る測定の手順を示すフローチャート。
- 【図5】実施例2に係る測定の手順を示すフローチャート。
- 【図6】保持板上の水滴による集光を示す図
- 【図7】保持板状の水滴による、拡散光の集光を示す図。

40

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下に図面を参照しつつ、本発明の好ましい実施形態について説明する。ただし、発明の範囲はこれらに限定されるものではない。本発明の音響波取得装置は、被検体に光（電磁波）を照射したときに、光音響効果により被検体内の光吸収体で発生した音響波を、音響波検出器（探触子）の素子により受信してアナログ電気信号に変換する。そして、電気信号処理回路によって電気信号を増幅、A/D変換してデジタル化する。続いて計算処理装

50

置によって画像再構成を行い、被検体内の各位置の特性情報を生成する。なお音響波とは、音波、超音波などと呼ばれる弾性波を含むものであり、光音響効果により発生した音響波は特に、光音響波や光超音波と呼ばれる。

【0018】

特性情報は、初期音圧や、それに基づく光吸収係数値、酸素飽和度値、光エネルギー吸収密度等の光学特性値、さらに組織を構成する物質の濃度等も含む。物質の濃度とは、例えば、酸素飽和度や酸化・還元ヘモグロビン濃度、グルコース濃度などである。また、初期音圧分布、光吸収係数分布や酸素飽和度分布など、被検体内部の特性分布を表す画像や、画像を生成するための画像データも得られる。従って、本発明の音響波取得装置は、画像を生成するための光音響イメージング装置であると言える。

10

【0019】

本発明の光音響イメージング装置においては、光源としては近赤外光を発光するパルスレーザーを、被検体としては人体の乳房などを想定している。近赤外光に対してはヘモグロビンによる吸収が高いため、光音響測定では血管の空間分布に関する情報を画像化することができる。このように被検体の内部の生体情報を可視化することで、人や動物の悪性腫瘍や血管疾患などの診断や化学治療の経過観察などが可能になる。

【0020】

図1は本発明に係る光音響イメージング装置の基本的な構成を示す図である。

光源107は、生体を構成する成分のうち特定の成分(光吸収体114:例えばヘモグロビン)に吸収される特定の波長の光を出射する。具体的に、光の波長は500nm以上1200nm以下が好ましい。光源としては5ナノ秒乃至50ナノ秒のパルス光を発生可能な光源を少なくとも一つは備えている。光源としては大きな出力が得られるレーザーが好ましいが、レーザーのかわりに発光ダイオードなどを用いることも可能である。レーザーとしては、固体レーザー、ガスレーザー、色素レーザー、半導体レーザーなど様々なレーザーを使用することができる。また、波長可変であってもよい。

20

【0021】

光照射部は、光源107で出射した光を被検体101に照射するもので、光導波路106と照射光学系105からなる。

光導波路106は、光源107から出射された光を照射光学系105に導くもので、ミラーや、平行平板等の光学部材を組み合わせた空間伝搬でもよいし、光ファイバを使った伝搬でもよい。光源107から出射された光を、照射光学系105に導ければよい。

30

照射光学系105は、例えば、光を反射するミラーや、参照光と照射光を分岐するためのハーフミラーや、光を集光したり拡大したり形状を変化させるレンズ、さらには、光を広げるための拡散板などの部材である。光導波路で導かれた光を、保持板103を介して被検体101に所望の形状で照射することができれば、どのようなものでもよい。なお、照射光104はレンズで拡散させることにより、ある程度の面積に広げる方が好ましい。さらには、拡散板等を使い、光を広げながら照射することが好ましい。また、照射光104が被検体101に照射できる領域は被検体101上を移動可能であることが好ましい。言い換えると、光源107から発せられる光が被検体101上を移動可能となるように構成されていることが好ましい。照射領域が移動可能であることにより、より広範囲に光を照射することができる。光を被検体101に照射する領域を移動させる方法としては、可動式ミラー等を用いる方法や、光源自体を機械的に移動させる方法などがある。光の照射領域を移動させる機構は、保持板103と一体になっていてもよい。

40

【0022】

被検体101は、生体、具体的には人体や動物の乳房や指、手足等の診断の対象部位が想定される。照射光104は被検体101の内部を伝搬し、光吸収体114で吸収され、光音響原理により、光音響波115が発生し放出される。光吸収体114は、被検体101の中で相対的に吸収係数が高いものであり、例えば、酸化・還元ヘモグロビンを多く含む血管、あるいは新生血管を含む悪性腫瘍が挙げられる。

【0023】

50

音響波変換部は、音響波検出器 108 と電気信号処理回路 109 からなる。

音響波検出器 108 は、被検体内を伝搬した光のエネルギーの一部を吸収した光吸収体 114 から発生した光音響波 115 を、保持板 102 を通して受信し、電気信号に変換する探触子である。音響波検出器としては、圧電現象を用いたトランスデューサー、光の共振を用いたトランスデューサー、容量の変化を用いたトランスデューサーなど音響波信号を検知できるものであれば、どれを用いてもよい。トランスデューサーとしては、アレイ状に素子が配列されたものを用いることも、単一素子のものを用いることも可能である。

電気信号処理回路 109 は、音響波検出器 108 で変換された電気信号を数値データに変換する。すなわち、音響波検出器が光音響波を受信して生成されたアナログの電気信号に対して、増幅処理や A/D 変換を行って、デジタルの電気信号にして出力する。

10

【0024】

画像再構成部は、計算処理装置 110 と表示装置 111 からなる。計算処理装置と表示装置のいずれも、光音響イメージング装置の測定装置の部分と一台に構成されても良いし、外部に接続して連携して動作するようにしても良い。

計算処理装置 110 には典型的にはワークステーションなどが用いられる。計算処理装置では、音響波変換部で変換された数値データから初期音圧分布を算出し、予め計測された光照射密度分布から光量分布を算出し、被検体内の光学係数分布を算出する処理等が、予めプログラミングされたソフトウェアにより行われる。

表示装置 111 には典型的には液晶ディスプレイ等が使われ、被検体内の初期音圧分布、光量分布や、光学係数分布が表示される。

20

【0025】

被検体保持部は、2枚の保持板で被検体を挟んで固定する。被検体保持部は、保持板 102 と保持板 103 とからなる。

照射光 104 は保持板 103 を通して被検体 101 に照射される。被検体 101 からの光音響波 115 は保持板 102 を通して音響波検出器により検出する。

被検体 101 に光を照射する側の保持板 103 は、照射する光に対して透過性の高い板である。例えば、アクリル、ポリカーボネイト、ポリメチルペンテン等の有機樹脂や、石英等の無機ガラスなど、該照射光に対して、透明な部材が望ましい。保持板 103 には、破線で示したように水滴防止処理 113 が施されている。

また、被検体 101 からの光音響波 115 を検出する側の保持板 102 は、光音響波 115 に対して透過性の高い板である。例えば、アクリル、ポリカーボネイト、ポリメチルペンテン等が考えられる。被検体と音響インピーダンスが近いポリメチルペンテンが、特に好ましい。そのため、光照射部と音響波検出器を同じ側の保持板に配置する場合は、ポリメチルペンテンを用いることが好ましい。

30

【0026】

音響接触補強材 116 は、被検体 101 と、音響波検出器 108 が配置される側の保持板 102 との間に、接触面全体に薄く塗布される。音響接触補強材 116 は、被検体 101 と保持板 102 との間の音響的な接触を補強するためのものである。音響接触補強材 115 としては、水や、超音波診断装置等で使われるジェル等が望ましい。

【0027】

この音響接触補強材 116 は、音響的な接触を補強するために被検体 101 と音響検出器 108 との間に薄く塗布されるが、被検体を保持する際に、照射光 104 が透過する側の保持板 103 につく可能性がある。その際、音響接触補強材が接触角の高い水滴状に付くとレンズ効果により、照射光 104 が被検体上 101 上で集光する。そこで従来は、照射光が集光された場合であっても安全が確保できるように、照射光 104 の照射密度を JIS 規格の MPE よりも十分低くしていた。

40

【0028】

音響接触補強材の滴による集光の、具体例を示す。

乳房を保持板で圧迫保持した場合、乳房の表面は、保持板の厚みに応じて、保持板 103 の光照射部側の表面から 0 ~ 40 mm 程度の距離に位置する。圧迫板はアクリルで、音

50

響接触補強材は水とすると、水滴の接触角は 70° となる。ここで、水と空気の屈折率は 1.33 とする。例えば、直径 5 mm の水滴が付いた場合、式(3)より、水滴を通った拡散角 $\pm 5^\circ$ をもった照射光は、水滴から約 8.1 mm の位置で集光する。このとき、水滴を通った照射光は、拡散角 $\pm 5^\circ$ の照射光なので、後述する式(5)より、直径約 1.4 mm の大きさに集光する。すなわち、直径 5 mm の光が直径約 1.4 mm に集光することになる。従って、乳房表面が水滴から 8.1 mm に位置した場合、実際に乳房に照射される光の照射密度は、照射時に比べて約 12 倍になる。そのため、被検体表面へ照射する照射光の密度をMPEよりも 12 分の 1 程度にする必要があった。

【0029】

一般的には、固体上の水滴の形状は図5のように円の一部分として簡易的に説明でき、その接触角と焦点距離 f は式(1)～式(3)で表せる。これらの式より、接触角を小さくすれば、焦点距離 f が伸びて、保持板から所定の距離内での集光の程度が軽減される事が分かる。

接触角は、アクリルと水で約 $60\sim 80^\circ$ 、ポリカーボネイトと水で $65\sim 80^\circ$ 、ポリメチルペンテンと水で $60\sim 75^\circ$ 、石英と水で約 25° となる。これらの接触角を小さくするためには、保持板103に親水処理を施すことが考えられる。親水処理として親水膜を用いる場合、その材質としては、ポリオキシエチレン、ポリビニールアルコール、ポリアクリル酸等が考えられる。あるいは親水処理として、保持板103に石鹼を塗っておいてもよい。また、親水加工として、シリカコートフラクタル構造に加工する方法も考えられる。親水処理は保持板103の被検体側のみでもいいが、音響接触補強材が付着する可能性がある場合、保持板103の非被検体側(光照射部側)に親水処理を施してもよい。

【0030】

また、音響接触補強材として界面活性剤入りのものを使うことにより、音響接触補強材と、親水処理された保持板103との接触角をさらに小さくすることもできる。界面活性剤としては、石鹼や、サポニン、リン脂質、ペプチド等が考えられる。

保持板表面の親水処理や、界面活性剤入りの音響接触補強材を使用して接触角が小さくなることにより、焦点距離 f が長くなり、被検体101表面での照射密度分布の不均一性が軽減される。これは保持板の音響接触補強材に対する濡れ性を高めることに当たる。

【0031】

次に被検体表面での照射密度が局所的に強まるのを防止する特に効果的な方法について、図7を用いて説明する。レーザー光は通常直進性が高く殆ど拡散しないが、ここでは意図的に、レーザー光を所定の角度以下の範囲で拡散させる。音響接触補強材の滴402に対して垂直に入射した照射光403は、入射位置から距離 f 離れた点 F で集光するが、滴に対して垂直から角度傾いて入射した照射光404は、距離 f 離れた点 F' に集光する。レーザー光が最大角度の範囲で拡散すると、保持板表面からの距離 f では、式(4)の範囲に円盤状の像が形成される。

$$y = f \cdot \tan \theta \quad \dots (4)$$

焦点距離 f での像の大きさ y は、式(3)と式(4)より、式(5)で表される。

$$y = (b \cdot \tan \theta) / (2 \cdot (n - 1) \cdot \sin \theta) \quad \dots (5)$$

【0032】

照射光104の集光によって被検体101表面の一部における照射光量が増大することを避けるためには、水滴の集光位置での像の直径が水滴の直径以上になればよい。すなわち、式(5)を元にして、式(6)の条件を満たすようにすれば良い。

$$2y / b \geq (\tan \theta) / ((n - 1) \cdot \sin \theta) \quad 1 \quad \dots (6)$$

照射光104は照射光学系105で散乱体を通すことにより、拡散角を持たせて被検体101に照射する。散乱体としては、有機化合物の拡散シートや、拡散ガラス、酸化チタン入りの樹脂等が考えられる。

【0033】

<実施例1>

10

20

30

40

50

本実施例に係る光音響イメージング装置は、被検体内部の光吸収係数に関連した情報をイメージングする。被検体としては、人間の乳房を想定している。被検体保持部は2枚の平行平板（保持板）で、乳房を挟み込む形で保持する。

本実施例では、保持板における被検体との接触部に親水処理を施すことで、保持板と音響接触補強材の滴との接触角を小さくしている。

【0034】

図2に、本実施例に係る光音響イメージング装置の主要部の構成を示す。

光源207は波長797nmの光を発振するレーザー光源であり、パルス幅10ns、繰り返し周波数10HzであるNd:YAGレーザーを励起光源とするTi:sapphireレーザーである。光導波路206は光ファイバからなり、光源207からの出射されたレーザー光を照射光学系205に伝送する。照射光学系205は、光導波路206が伝送してきた光を拡大し、 $\pm 5^\circ$ に拡散するレンズ拡散板を通して、 $\pm 5^\circ$ の拡散を持った照射光204として、可動保持板203越しに、乳房201に照射する。本実施例の被検体は乳房である。

10

【0035】

音響波検出器208は、2次元アレイ圧電探触子であり、被検体を挟んで照射光204に対向し、固定保持板202に接している。音響波検出器208と固定保持板202の間は、音響マッチング剤（不図示）で音響的な整合がとられている。音響波検出器208は、乳房201中の光吸収体214に光が照射された時に発生する光音響波215を受信する。本実施例では、光吸収体は乳房の内部の癌における新生血管である。

20

音響波検出器208は、受信した光音響波をアナログの電気信号に変換する。電気信号処理回路209は、アナログの電気信号に増幅やAD変換などの処理を施す。本実施例における計算処理装置は、ワークステーション210である。ワークステーションは、電気信号処理されたデータを使い、乳房201内の光学係数分布を算出する。光学係数分布は、本実施例の表示装置である液晶ディスプレイ211に表示される。

【0036】

被検体保持部は、固定保持板202と、可動保持板203と、保持幅変更治具217からなる。固定保持板202はポリメチルペンテンで、可動保持板203はアクリル板である。可動保持板203の側から被検体に光が照射され、固定保持板202の側に配置された音響波検出器により光音響波が受信される。固定保持板202と、可動保持板203は略平行に並び、床面に対してほぼ垂直となっている。利用者が保持幅変更ハンドル218を操作することによって、保持幅変更治具217を介して可動保持板203を移動させることにより、固定保持板202との距離を変化させることができる。そして、乳房201は固定保持板202と可動保持板203によって、挟まれるように保持される。

30

可動保持板203には、親水処理213が施されている。本実施例での親水処理は石鹼コーティングである。

【0037】

図4のフローチャートに乳房201を保持する手法を示す。

ステップS401において、固定保持板202と可動保持板203の間を保持幅変更ハンドル218で大きく広げる。

40

ステップS402において、広げた空間に乳房201を挿入する。

ステップS403において、乳房201と固定保持板202の間に音響接触補強材216として水を塗布する。

ステップS404において、固定保持板202と可動保持板203の間を狭めて、乳房201を保持する。これにより乳房201が保持され、PAT測定が可能な状態となる。

【0038】

上記手順のように、乳房201と固定保持板202の間に音響接触補強材として水を塗布すると、乳房201を保持する際に、この水が固定保持板202だけではなく、可動保持板203に付く可能性がある。その結果、照射光学系205から照射された照射光204が乳房201の表面に当たるまでの間に水滴が介在し、集光する可能性がある。

50

【0039】

乳房201を圧迫保持した場合、本実施例の機構においては、固定保持板202と可動保持板203の距離は40～60mmとなる。また、乳房201の被照射面は、可動保持板203に対して接している部分と離れている部分とがある。このとき被照射面と可動保持板との距離は、0～40mmの範囲内にある。

【0040】

可動保持板203に音響接触補強材の滴が付く場合の集光について検討する。可動保持板203に親水処理を施していない場合、可動保持板203はアクリルで、音響接触補強材は水なので、接触角は70°となる。例えば、水滴の直径が5mm、照射光の拡散角が±5°であるとする。また、水と空気の屈折率は1.33とする。この時、計算式を用いて上述したように、水滴を通った照射光204は水滴から約8.1mmの位置で、直径約1.4mmの大きさに集光する。すなわち、直径5mmの光が約1.4mmになる。従って、親水処理をしなければ、乳房表面が水滴から8.1mmに位置した場合、照射密度は約12倍になる。

10

【0041】

それに対し、本実施例では、可動保持板203に親水処理として石鹼コーティングされているので、水滴の接触角は10°以下に減少する。直径5mmの水滴が付いた場合、水と空気の屈折率は1.33なので式(3)より、水滴を通った照射光204は水滴から約8.1mmに焦点位置を持つ。照射光は拡散角±5°の光なので、水滴を通った照射光204は、式(5)より直径約7.6mmになる。つまり、本実施例のように親水処理を行った可動保持板に水滴が付着したとしても、集光がおきない。

20

このように、接触角が小さくなるように(例えば10°以下)保持板表面に親水処理を施すことによって、乳房表面での集光が改善される。その結果照射光の強度を下げすぎる必要がなくなり、SN比の良い画像化ができるようになる。

【0042】

<実施例2>

本実施例に係る光音響イメージング装置は、界面活性剤入りの音響接触補強材を使用することで圧迫板と音響接触補強材の接触角を小さくすることを特徴とする。

【0043】

図3に、本実施例に係る光音響イメージング装置の主要部の構成を示す。装置構成は実施例1で説明したものとほぼ同様であるため、本実施例に特徴的な部分を説明する。

30

本実施例においては、照射光学系305は、光導波路306が伝送してきた光を拡大し、±5°に拡散する散乱体入りの樹脂(散乱媒体)を通して、±5°の拡散を持った照射光304とする。

本実施例においては、可動保持板303は石英ガラスである。なお、本実施例では可動保持板の親水処理は必ずしも必要ではないために図示していないが、各種の親水処理313を併用することも可能である。

そして本実施例の特徴として、乳房301と固定保持板302との間に塗布する音響接触補強材316に界面活性剤入りの水を使用している。

【0044】

40

図5のフローチャートに乳房301を保持する手法を示す。

ステップS501において、固定保持板302と可動保持板303の間を保持幅変更ハンドル318で大きく広げる。

ステップS502において、広げた空間に乳房301を挿入する。

ステップS503において、乳房301と固定保持板302の間に界面活性剤入りの水を塗布する。

ステップS504において、固定保持板302と可動保持板303の間を狭めて、乳房301を保持する。これにより乳房301が保持され、PAT測定が可能な状態となる。

【0045】

なお、S503では、界面活性剤入りの水として、石鹼水を使う。その結果、石英ガラ

50

ス上の石鹸水は、接触角 15° 以下となる。界面活性剤としては、サポニン、リン脂質、ペプチド等でも同様の効果が得られる。

【0046】

実施例 1 と同様、乳房 301 を圧迫保持した場合の固定保持板 302 と可動保持板 303 の距離は $40 \sim 60 \text{ mm}$ となり、乳房 301 の被照射面と可動保持板との距離は $0 \sim 40 \text{ mm}$ の範囲内にある。

【0047】

可動保持板 303 に音響接触補強材の滴が付く場合の集光について検討する。可動保持板 303 に親水処理を施しておらず、かつ、音響接触補強材に界面活性剤が含まれていない場合、可動保持板 303 は石英で、音響接触補強材は水なので、接触角は 25° となる。例えば、水滴の直径が 5 mm 、照射光の拡散角が $\pm 5^\circ$ であるとする。また、水と空気の屈折率は 1.33 とする。この時、式 (3) および式 (5) より、水滴を通った照射光 304 は水滴から約 17.9 mm の位置で、直径約 3.1 mm の大きさに集光することが分かる。すなわち、直径 5 mm の光が約 3.1 mm になる。従って、界面活性剤を用いなければ、乳房表面が水滴から 17.9 mm に位置した場合、照射密度は約 2.6 倍になる。

10

【0048】

それに対し、本実施例では、音響接触補強材として界面活性剤入りの水が使用されているので、石英ガラス製の可動保持板 303 に付いた水滴は、接触角が 10° 以下に減少する。直径 5 mm の水滴が付いた場合、水と空気の屈折率は 1.33 なので式 (3) より、水滴を通った照射光 304 は水滴から約 29.3 mm に焦点位置を持つ。照射光は拡散角 $\pm 5^\circ$ の光なので、水滴を通った照射光 304 は、式 (5) より約直径 5.1 mm になる。つまり、本実施例のように界面活性剤が入った音響接触補強材の水滴が可動保持板に付着したとしても集光がおきない。

20

【0049】

界面活性剤入りの水は膜状に広がる。例えば、石英ガラス製の可動保持板に界面活性剤入りの水滴が、接触角 10° 、かつ直径 5 mm で付着したとする。この場合式 (2) から、焦点距離が 40 mm 以上 (43.2 mm) と求められるので、乳房 301 の被照射面でも集光せず、照射密度分布が不均一になりにくい。

【0050】

さらに、照射光学系 305 で拡散板を通過させることにより、照射光 304 が拡散角 $\pm 5^\circ$ になったとする。このとき式 (6) において、左辺は 1.52 となり、不等式の条件を十分満たす。つまり、直径 5 mm の水滴を通った光は、焦点位置 (水滴から 43.2 mm) でも集光せず、光照射密度分布が不均一にならない。

30

【0051】

本実施例では、音響接触補強材として界面活性剤入りの水を使うことによって、接触角が小さくなる (例えば 15° 以下)。その結果、乳房表面の照射密度分布の集光が改善されるので、高い密度の光を照射できるようになり、SN比の良い画像を作成できる。

【0052】

以上の各実施例では、2枚の保持板を用いて被検体である乳房を挟み込み、圧迫して保持する機構を前提として、照射光学系と音響波検出器が別々の保持板に配置される例について説明した。しかし本発明は、保持板に水滴が付着して集光するおそれのある光音響イメージング装置 (音響波取得装置) であれば適用可能である。例えば、照射光学系と音響波検出器が同じ保持板に配置される場合や、2枚の保持板を用いる構成で両面から光を照射する場合であっても本発明を適用できる。すなわち、保持板の表面に親水処理を施すことや、音響接触補強材に界面活性剤を入れることにより、水滴と保持板との接触角を減少させ、過度の集光を防ぐことができる。

40

【符号の説明】

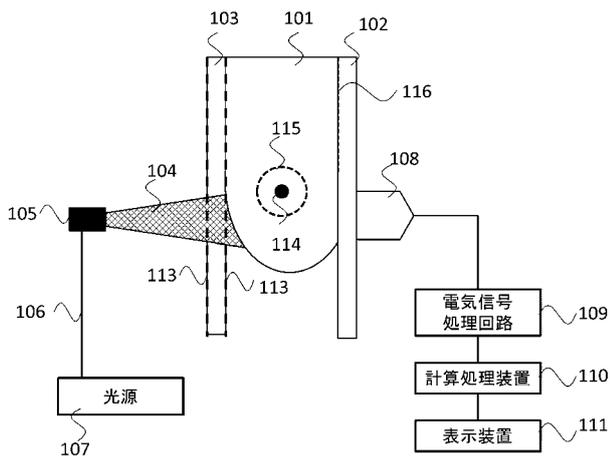
【0053】

202, 302 : 固定保持板

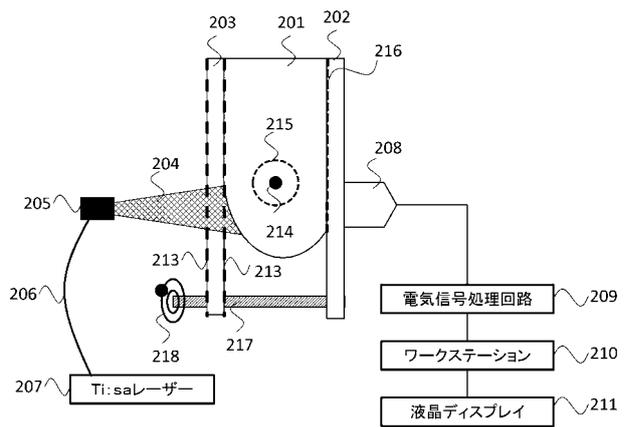
50

- 203, 303 : 可動保持板
- 207, 307 : 光源
- 208, 308 : 音響波検出器
- 209, 309 : 電気信号処理回路
- 210, 310 : 計算処理装置
- 213 : 親水処理
- 316 : 音響接触補強材

【 図 1 】



【 図 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 宮里 卓郎

東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD08 DE16 EE04 GA01 GC02 GC05