

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5525787号
(P5525787)

(45) 発行日 平成26年6月18日(2014.6.18)

(24) 登録日 平成26年4月18日(2014.4.18)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 24 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2009-212033 (P2009-212033)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成21年9月14日(2009.9.14)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2003-190336 (P2003-190336) の分割		東京都港区芝浦一丁目1番1号
原出願日	平成15年7月2日(2003.7.2)	(74) 代理人	100108855
(65) 公開番号	特開2010-12295 (P2010-12295A)		弁理士 蔵田 昌俊
(43) 公開日	平成22年1月21日(2010.1.21)	(74) 代理人	100088683
審査請求日	平成21年9月14日(2009.9.14)		弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報映像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

特定波長成分を含む光を発生する光発生部と、
前記光を伝送する複数の光ファイバと、
音響波と電気信号とを相互に変換する配列された複数の電気音響変換素子を有する電気音響変換部と、
前記光ファイバの開口部から出力される前記光によって前記被検体内で発生する音響波に由来する前記電気音響変換部による検出信号に基づいて第1の画像データを生成する第1の画像データ生成部と、
前記電気音響変換部を介して前記被検体内を超音波で走査する走査部と、
前記超音波のエコーに由来する前記電気音響変換部による検出信号に基づいて第2の画像データを生成する第2の画像データ生成部と、
前記第1の画像データと前記第2の画像データとを表示する表示部とを備え、
前記複数の光ファイバの開口部と前記複数の電気音響変換素子とは、同一方向に配設されることを特徴とする生体情報映像装置。

【請求項2】

前記複数の光ファイバの開口部と前記複数の電気音響変換素子は、ほぼ同一平面上に配設されることを特徴とする請求項1記載の生体情報映像装置。

【請求項3】

前記複数の光ファイバの開口部は、前記複数の電気音響変換素子の間隙に配置されるこ

10

20

とを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

【請求項 4】

前記電気音響変換部は、前記複数の電気音響変換素子のうち隣接する複数の電気音響変換素子を選択して用いて前記音響波を電気信号に変換することを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

【請求項 5】

前記第 1 の画像データ生成部は、前記電気音響変換部において選択された電気音響変換素子によって得られる複数の電気信号に対して整相加算処理を行なうことを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

【請求項 6】

前記複数の光ファイバの中から所定の光ファイバを選択して前記所定の光ファイバの開口部に光を供給する光走査部をさらに備えることを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

【請求項 7】

前記電気音響変換部において選択される複数の電気音響変換素子の中心位置は、前記所定の光ファイバの開口部の位置とほぼ一致することを特徴とする請求項 6 記載の生体情報映像装置。

【請求項 8】

前記複数の電気音響変換素子は、チタン酸鉛を含む圧電単結晶から構成されることを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

【請求項 9】

前記複数の電気音響変換素子の各々は、前記複数の光ファイバの開口部と被検体の間に配置され、前記複数の光ファイバの開口部から出力される光は、前記複数の電気音響変換素子を透過して前記被検体に照射することを特徴とする請求項 8 記載の生体情報映像装置。

【請求項 10】

前記複数の光ファイバの開口部の配列密度は、前記複数の電気音響変換素子の配列密度より高いことを特徴とする請求項 9 記載の生体情報映像装置。

【請求項 11】

前記複数の光ファイバの開口部と前記複数の電気音響変換素子との間に光学レンズを更に備え、前記光学レンズは、前記複数の光ファイバの開口部から出力される光を前記複数の電気音響変換素子の配列方向において所定の幅に設定することを特徴とする請求項 9 記載の生体情報映像装置。

【請求項 12】

前記光学レンズと前記複数の電気音響変換素子との間にスリット板を更に備え、前記スリット板は、前記光学レンズから出力される光に対して、前記複数の電気音響変換素子の配列方向に直交するスライス方向のビーム幅を設定することを特徴とする請求項 11 記載の生体情報映像装置。

【請求項 13】

前記第 2 の画像データ生成部は、前記電気音響変換部によって収集される受信信号の高調波成分を抽出し画像データを生成することを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

【請求項 14】

前記第 1 の画像データを生成するための前記光発生部による前記光ファイバを介した光の照射と、前記第 2 の画像データを生成するための前記走査部による前記電気音響変換部を介した超音波の送信は交互に行われることを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

【請求項 15】

前記光発生部による前記光ファイバを介した光の照射と、前記走査部による前記電気音響変換部を介した超音波の送信は、複数の方向の各々に対して交互に行うことを特徴とす

10

20

30

40

50

る請求項 1 4 記載の生体情報映像装置。

【請求項 1 6】

前記光発生部が前記光ファイバを介して複数の方向に対して順次光を照射することによって 1 枚分の前記第 1 の画像データの生成が終了した後、前記走査部は、前記複数の方向に対して順次超音波を送信することによって 1 枚分の前記第 2 の画像データの生成を行うことを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

【請求項 1 7】

前記第 1 の画像データを生成するための前記光発生部による前記光ファイバを介した光の照射と、前記第 2 の画像データを生成するための前記走査部による前記電気音響変換部を介した超音波の送信はほぼ同時に行われることを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

10

【請求項 1 8】

前記表示部は、前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データを同一モニタ上に表示することを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

【請求項 1 9】

前記表示部は、前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データを重畳表示することを特徴とする請求項 1 8 記載の生体情報映像装置。

【請求項 2 0】

前記表示部は、前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データを色別して表示することを特徴とする請求項 1 9 記載の生体情報映像装置。

20

【請求項 2 1】

前記光発生部における光の発生と、前記走査部による超音波の発生はほぼ同時に行なうことを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

【請求項 2 2】

前記電気音響変換部は前記複数の電気音響変換素子として複数の圧電振動子を有し、前記複数の圧電振動子は、一定の間隔を隔ててマトリクス状に配列され、前記複数の圧電振動子の間隙には、前記複数の光ファイバにそれぞれ接続される複数の光路が形成されていることを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

【請求項 2 3】

前記電気音響変換部は前記複数の電気音響変換素子として複数の圧電振動子を有し、前記複数の圧電振動子は複数の第 1 の圧電振動子と複数の第 2 の圧電振動子とを有し、前記複数の第 1 の圧電振動子と前記複数の第 2 の圧電振動子とは平行に配列され、前記複数の第 1 の圧電振動子と前記複数の第 2 の圧電振動子との各々は前記同一方向に沿って一列に配列され、前記複数の第 1 の圧電振動子と前記複数の第 2 の圧電振動子とは、多心光ファイバテープを挟んで張り合わされることを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

30

【請求項 2 4】

前記電気音響変換部は前記複数の電気音響変換素子として複数の圧電振動子を有し、前記電気音響変換部は、複数の振動子板を有し、前記複数の振動子板の各々は、前記複数の圧電振動子のうちの第 1 の圧電振動子と第 2 の圧電振動子とが前記光ファイバと共にフレキシブルプリント基板に貼り付けられてなり、

40

前記複数の振動子板は、前記複数の振動子板に含まれる複数の第 1 の圧電振動子と光ファイバと第 2 の圧電振動子とは前記同一方向に沿って配列されるように、重ねられ接着剤により一体に接着されることを特徴とする請求項 1 記載の生体情報映像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内部に照射された光のエネルギーに基づいて発生する音響信号を収集して被検体の生体情報を画像化する生体情報映像装置に関する。さらに具体的には、検査を受ける被検者に照射した光のエネルギーから生成したものと、検査を受ける被写体に照射した超音波から生成した超音波エコー画像の二つの聴覚映像を撮影して重ねる方法と装

50

置に関し、二つの画像を重ねることにより、被検者の組織の中の形態的な特徴に対する物質濃度の分布を知ることができるものである。

【背景技術】

【0002】

被検体の血液や細胞液などの体液、あるいは生体組織に含まれる物質成分の濃度を測定する生体情報計測法は、健康管理、あるいは治療効果の判定等において従来から行われてきた。この物質成分の濃度計測を目的とした体液の成分分析においては、まず採血によって体液を体外に取り出す必要があり、従って、この方法は被検者に対して皮膚の損傷にもなう多大な苦痛を与えると共に、被検者や作業者を生物災害汚染の危険にさらすことになる。

10

【0003】

このような従来の問題点に対して、数多くの特許と新聞の記事が、人間の被検者の組織の中の検体濃度に関する情報を得る非侵襲的方法について説明している。これらの方法のうちの1つに“光音響分光分析法”がある。光音響分光分析法では、この光音響分光分析法では、所定の波長をもつ可視光、近赤外光、又は中間赤外光を被検体に照射した際に、被検体内の血液に含まれるグルコースやヘモグロビンなどの特定物質がこの照射光のエネルギーを吸収した結果生じる音響波を検出して、その特定物質の濃度を定量的に計測するものである。これに関しては、米国特許第5,348,002号、欧州特許第9838904A1、欧州特許第0215776A1号では、光音響測定を使って人間の組織内の物質を非侵襲的に判定する方法について開示している。光は可視光でも、赤外線でも、あるいは中間赤外線でもよい。

20

【0004】

非侵襲生体情報計測の対象となる物質として上記のグルコースやヘモグロビンの他にコレステロール、中性脂肪、ビリルビン、コラーゲンなどがある。これらの中から最適な物質を選択し、その物質において吸収が最大となる光波長を用いた光音響分光分析による皮膚癌や乳癌などの診断は、近年、その臨床的有用性が明らかになりつつあり、更に、この新しい分光分析技術を適用し、上記物質の濃度分布を2次元画像として映像化する画像診断法に対しての期待も高まってきている。

【0005】

従来の非侵襲的なグルコース測定法は、被検体の皮膚表面などに異なる波長の近赤外光を照射し、このとき得られる音響波を演算処理することによりグルコース濃度を測定する方法がある（例えば、特許文献1および特許文献2参照。）。

30

【0006】

また、従来の光音響分光分析法では、音響波の検出にマイクロフォンやジルコン-チタン酸鉛系セラミックス（PZT）等の圧電素子を用いる方法が提案されている（例えば、特許文献3および特許文献4参照。）。

【0007】

ヘモグロビンやグルコースに加え、光音響分光分析法を使って、コレステロール、天然脂肪、ビリルビン、コラーゲンなどのような人間の組織の中の他の検体を判定することもできる。光音響分光分析法の結果に基づく皮膚がんや乳がんの診断が、医療分野で有効であることが最近証明された。光音響分光分析法は、これらの物質から選択した適当な物質と、選択した物質がもっとも吸収しやすい波長を有する光を使用する。さらに、これらの物質の濃度の分布を表す二次元の画像を提供する診断方法の発明に対する期待がますます高まっている。

40

【0008】

光音響分光分析法は、組織内の物質濃度を測定するために使用するのに対し、超音波画像は、人間の器官の中の嚢胞やしこりのような形態的特徴の存在を判定する場合に広く使用されてきた。人間の組織の中の物質の分布と形態的特徴を組み合わせることにより、組織をより細かく特徴付けられると共に、悪性腫瘍をより正確に診断でき、異常な病巣領域の限定をより正確に行ってこれらの領域の外科的除去に導くことができるため、よりよい

50

診断と、改善された健康管理が実現する。

【 0 0 0 9 】

乳がんは、女性の主な死亡原因のひとつである。乳がんのスクリーニングと早期診断は、死亡率を削減し、健康管理の費用の抑制において非常に大きな価値を持つ。現在の方法では、異常なしこりを発見するための乳房の組織の触診と、疑わしい組織変形を探すための定期的な乳房 X 線撮影を行う。乳房 X 線写真に疑わしい箇所があると、超音波撮像を行い、さらに外科的生体組織検査を行う。これらの一連の工程は、最終的な結論に達するまでにはかなりの時間がかかる。

【 0 0 1 0 】

非侵襲的な光学技術により、組織内における血管の分布を判定することができるように
なり、よって、組織領域内における異常血管新生によって、潜在的腫瘍の位置を知ること
ができる。

10

【 0 0 1 1 】

非侵襲的な光学技術には、組織内の時間分解光伝達を含む。もう一つの方法は、組織内
を光子密度波の伝播に伴う変調と位相角の変化を測定するものである。これらは、いく
つかの新聞記事で紹介された (B . チャンス “ 血液及び血液酸化の定量化に連続的位相変
調パルス光を使った近赤外線画像 ” Advances in Optical Biopsy and Optical Mammograp
hy, R. Alfano ed, Annals of the New York Academy of Sciences 1998 ; 第 8 3 8 巻、
2 9 ~ 4 5 頁、 S . ファンティエニ他による “ 周波数領域光学乳房撮影法 ; エッジエフェ
クト修正 ” Medical Physics 1996 ” ; 第 2 3 巻、 1 ~ 6 頁、 M . A . フランセッチーニ
他 “ 周波数領域技術が光学的乳房撮影法を進化させる ; 初めての医療結果 ” Proceedings
of the National Academy of Sciences USA, 1997 ; 第 9 4 巻、 6 4 6 8 ~ 6 4 7 3 頁 (1 9 9 7 年)) 。これらの方法では、画像変換の不正確性と乳房などの体の部位の縁部に
近い領域における画像のゆがみが問題となっている。

20

【 0 0 1 2 】

超音波、C A T 走査、X 線、M R I を含む従来の撮像方法は、ヘモグロビンの分布を示
さずに、体の部位、この場合は胸の形態を示す。さらに、M R I 及び C A T 走査は、大型
で高価な機器であり、容易に変形させることはできない。

【 0 0 1 3 】

形態的画像と形態的特徴における物質の分布を利用した診断方法及び装置により、より
よい診断が行えるようになる。

30

【 0 0 1 4 】

光音響撮像を使って胸の組織における検体の分布を判定する方法については、A . A .
オラエフスキ他による “ 胸のレーザ光音響撮像 : がんによる血管形成の検出 ” SPIE Proce
edings 1999 ; 第 3 5 9 7 巻、 3 5 2 ~ 3 6 3 頁、及び A . A . オラエフスキ他による、
“ 血液の可視化のための光音響撮像と乳がんの診断 ” SPIE Proceedings 2002 ; 第 4 6 1
8 巻、 8 1 ~ 9 4 頁で説明している。また、米国特許第 5 , 8 4 0 , 0 2 3 号では、 “ 医
療診断用の光音響撮像 ” を開示しており、欧州特許第 0 1 / 1 0 2 9 5 号では、 “ 血液の
酸化の光音響による監視 ”、そして米国特許第 6 , 3 0 9 , 3 5 2 B 1 では、 “ 組織の特
性の変化の実時間光音響監視 ” においても説明している。

40

【 0 0 1 5 】

オラエフスキー他は、光音響撮像のみを使用して超音波撮像とは組み合わせていない。
彼らは、位置合わせした超音波振動子を使用して検出される光音響及び超音波画像の組み
合わせについては教示していない。この方法によると、組織の体積弾性率に対する形態学
的特性の影響により血管画像がゆがむ可能性がある。

【 0 0 1 6 】

組織における検体分布の画像を生成するための光学的方法の他の応用については、Q .
Z h u 他による “ 超音波と光学を組み合わせた断層撮影画像 ” SPIE Proceedings 1999 ;
第 3 5 7 9 巻、 3 6 4 ~ 3 7 0 頁と、Q . Z h u 他による “ 良性の組織変形と悪性の組織
変形の区別における超音波への付随物としての光学的撮像 ” SPIE Proceedings 1999 ; 第

50

3579巻、532～539頁においても説明している。Zhu他は、超音波撮像を使用して組織における形態学的特性を定義し、周波数領域撮像を適用して血管新生、例えばヘモグロビンの分布を判定する。光ファイバー及び光電子増倍管は光学的方法の検出器として使用して、超音波振動子は、最適さにおいては劣る血管新生画像と形態学的画像の位置合わせによって超音波撮像を行うために使用する。位置合わせした超音波振動子を使って検出する光音響及び超音波画像の組み合わせについては教示していない。

【0017】

これに対して、近年、この光音響効果を乳癌の診断に適用した場合の映像法についての研究が進められている（例えば、非特許文献1参照。）。図14はこの非特許文献1に記載されている光音響画像データの収集システム100であり、パルス状の光を発生するレーザー発生器101と、この光パルスが被検体の乳房102に供給する光ファイバ103と、この光ファイバ103に対向させて配置される凹面状の配列型電気音響変換素子104と、光パルスの送信制御や音響波の収集、更には画像再構成を行うコンピュータシステム105から構成されている。この光ファイバ103と配列型電気音響変換素子104の間に乳房2を挿入した後、光ファイバ103から乳房102の内部組織に光（レーザー光）を照射することによって、内部組織の血液成分にて新たに発生する音響波を配列型電気音響変換素子104によって受信する。

【0018】

この方法によれば、所定の光波長による光音響効果により、例えば血中のヘモグロビンの濃度が他の物質成分と比較して感度よく計測できる。従って、血流量が正常組織より増大している乳癌などの腫瘍組織に対して得られる光音響画像は、従来行われてきた超音波診断装置やX線装置あるいはMRI装置などによって得られる画像より優れた検出能を有する可能性がある。これは、血管の数である血管新生と血管の流量が、腫瘍の中の高代謝活性に対応するために正常な組織より腫瘍組織内の方が高くなっているためである。腫瘍とその周りの血管が増えると、血管新生がより頻繁に起こるようになる。腫瘍の中の新しい血管の生成は血管形成として知られている。

【0019】

しかしながら特許文献1乃至4において提案されている方法は、いずれも局所的な部位における特定物質の濃度の計測が目的であり、濃度分布の映像化技術については触れられていない。

【0020】

また非特許文献1で述べられている方法によれば、光ファイバ103と配列型電気音響変換素子104は、乳房102を挟んだ状態で対向して配置されているため、操作性に問題がある。特に生体内から音響波を受信して画像化を行う場合には、配列型電気音響変換素子104と生体の間に介在する空気を極力排除する必要があるため、光ファイバ103と配列型電気音響変換素子104は一体化させることが望ましい。

【0021】

更に、この音響波を用いた画像化（以下、光音響イメージング法）は、例えばヘモグロビンのように特定の成分についてのみ行われるものであり、この特定成分が無い領域からは信号が得られない。従って、例えば非特許文献1のように乳癌の検査に光音響イメージング法を適用する場合、周囲の正常乳腺組織に対する腫瘍組織の正確な位置関係が把握し難いという問題点があった。

【0022】

従って、形態学的特性とその特性の中に物質濃度の分布の撮像を組み合わせ、一方で、画像のゆがみをなくし、撮像測定と物質分布測定に対して共通のボディインターフェースと共通の検出器を組み込むことによって病気の状態を診断する方法と装置を開発する必要がある。この方法と装置は、撮像測定と物質分布測定に対して同じ圧力、同じ空隙、同じインターフェースを適用できるはずである。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

【特許文献 1】特公平 3 - 4 7 0 9 9 号公報

【特許文献 2】特公平 5 - 5 8 7 3 5 号公報

【特許文献 3】特開平 1 0 - 1 8 9 号公報

【特許文献 4】特開平 1 1 - 2 3 5 3 3 1 号公報

【非特許文献】

【 0 0 2 4 】

【非特許文献 1】Alexander A, et. al : Laser optoacoustic imaging of breast cancer i n vivo, Proc.SPIE , Vol.4256: pp.6-15,2001.

【発明の概要】

10

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 2 5 】

本発明の目的は、生体内の光音響効果を用いて得られる生体情報の映像化（光音響イメージング法）において、操作性に優れたデータ収集システムを備え、更に、高いコントラスト分解能と空間分解能を有する画像データを生成することが可能な生体情報映像装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 6 】

本発明のある局面は、特定波長成分を含む光を発生する光発生部と、前記光を伝送する複数の光ファイバと、音響波と電気信号とを相互に変換する配列された複数の電気音響変換素子を有する電気音響変換部と、前記光ファイバの開口部から出力される前記光によって前記被検体内で発生する音響波に由来する前記電気音響変換部による検出信号に基づいて第 1 の画像データを生成する第 1 の画像データ生成部と、前記電気音響変換部を介して前記被検体内を超音波で走査する走査部と、前記超音波のエコーに由来する前記電気音響変換部による検出信号に基づいて第 2 の画像データを生成する第 2 の画像データ生成部と、前記第 1 の画像データと前記第 2 の画像データとを表示する表示部とを備え、前記複数の光ファイバの開口部と前記複数の電気音響変換素子とは、同一方向に配設される。

20

【発明の効果】

【 0 0 2 7 】

本発明によれば、生体内の光音響効果を用いて得られる生体情報の映像化（光音響イメージング法）において、操作性に優れたデータ収集システムを備え、更に、高いコントラスト分解能と空間分解能を有する画像データを生成することが可能な生体情報映像装置を提供することができる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 8 】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態における生体情報映像装置の概略構成を示すブロック図。

【図 2】本発明の第 1 の実施の形態における生体情報映像装置の画像データ生成部のブロック図。

【図 3】本発明の第 1 の実施の形態におけるアプリケーションの構成図。

40

【図 4】本発明の第 1 の実施の形態におけるアプリケーションの外観図。

【図 5】本発明の第 1 の実施の形態における光ファイバによる照射方法を示す図。

【図 6】本発明の第 1 の実施の形態における音響波の受信方法を示す図。

【図 7】本発明の第 2 の実施の形態における受信超音波の周波数スペクトラムを示す図。

【図 8】本発明の第 3 の実施の形態における照射光の照射位置と音響波の受信位置を示した図。

【図 9】本発明の第 4 の実施の形態におけるアプリケーションの構成図。

【図 10】本発明の第 4 の実施の形態における電気音響変換部の構成図。

【図 11】本発明の第 4 の実施の形態の変形例におけるアプリケーションの構成図。

【図 12】本発明の第 5 の実施の形態におけるスリットを用いた照射方法を示す図。

50

【図 1 3】本発明の実施の形態における光音響イメージング法パルスエコー法の走査方法を示すタイムチャート。

【図 1 4】従来の光音響画像データの収集システムを示す図。

【図 1 5】本発明の第 6 の実施の形態における電気音響変換部の一部分の外観図。

【図 1 6】図 1 4 の電気音響変換部の一部分の平面図。

【図 1 7】本発明の第 7 の実施の形態における電気音響変換部の構成図。

【図 1 8】本発明の第 8 の実施の形態における電気音響変換部の構成図。

【発明を実施するための形態】

【0029】

本発明の一つの局面は、人間の組織の中の検体濃度の分布を判定し、この分布を検査を受ける体の部位の形態学的画像上に重ね、より正確な診断を行う方法である。

10

【0030】

本発明の一つの局面は、

a) 超音波撮像素子と光音響照射及び検出素子をさらに備えた診断プローブを胸の組織に接触させる工程と、

b) 前記胸の組織をヘモグロビンの吸光スペクトルバンドにある波長を有する短い光パルスで照射し、光音響信号を生成する工程と、

c) 超音波振動子を使って前記光音響信号を検出し、胸の組織における新生血管の分布を判定する工程と、

d) 前記光音響信号の検出において使用する前記光音響検出振動子と位置合わせした超音波振動子を使って同時にまたは順に、前記人間の胸の組織の形態学の超音波画像を生成及び検出する工程と、

20

e) 前記光音響ヘモグロビン分布画像を前記超音波形態学画像に重ねて胸の異なる形態学的構造における血管の分布の合成画像を生成し、前記形態学的構造は目的の腫瘍である工程と、

f) 前記腫瘍上の前記新生血管の分布に基づいて診断の可能性を予測する工程とを含む、人間の乳がんを診断するための方法である。

【0031】

本発明の方法と装置を使用して、人間の正常な組織と悪性の組織における化学療法物質の濃度を判定することができ、よって治療の潜在的効果を引き出すための方法を提供する。このようなクラスの治療物質は、光力学療法に使用するものがある。よって、より良い、そしてより正確な診断を助けるだけでなく、本発明の方法と装置は、治療への方向付けのために使用することもできる。

30

【0032】

光の波長は、組織の水分や組織の色素によってあまり吸収されないで組織の中に十分に深く浸透できるものよりも、波長が長い可視近赤外線スペクトルの域のものである。好ましいスペクトル域は 530 nm から 1300 nm の間である。

【0033】

本発明の方法と装置に使用する光音響検出素子と超音波検出素子は共通である。これにより、二つの画像の間の位置合わせを最大限とし、二つの撮像方法の間の検出器と体の間の境界面の変化を最低限に抑えることができる。

40

【0034】

超音波振動子は、圧電セラミクス、またはフッ化ポリビニルピロリドンのような高分子フィルムのような圧電素子である。好ましい材料は PZNT (鉛・ジルコニウム・ニオブ・チタン) 単結晶である。

【0035】

本発明のもう一つの局面は、しこりや腫瘍のような組織の形態的特性においてヘモグロビンのような物質の濃度を判定し、人間の乳がんのような病気の診断を改善するための装置である。この装置は、

a) 特定の波長成分を有する光を生成する光生成装置と、

50

- b) 光生成装置によって生成された光を検査を受ける被検者に照射する照射装置と、
- c) 光生成装置によって生成した光を照射装置に誘導する導波手段と、
- d) 照射装置によって照射された光によって被検者内で生成された音波を、複数の電子音響変換素子の配列を使用することによって電気信号に変換するための第1の電子音響変換手段と、
- e) 第1の電子音響変換手段によって得た信号に基づいて第1の画像データを生成するための第1の画像データ生成手段と、
- f) 超音波を被検者に伝送する超音波伝送手段と、
- g) 超音波伝送手段によって伝送され、被検者の体内で反射した超音波の成分を、複数の電子音響変換素子の配列を使って、電気信号に変換する第2の電子音響変換手段と、
- h) 第2の電子音響変換手段によって得た信号に基づいて第2の画像データを生成するための第2の画像データ生成手段と、
- i) 第1の画像データと第2の画像データを表示するための表示手段とを備えている。

10

【0036】

この被検者情報撮像装置としての一般化された申請において、本発明の装置のいくつかの局面を次に示す8つの実施形態において説明する。

【0037】

(第1の実施の形態)

以下、本発明の第1の実施の形態について図1乃至図6を用いて説明する。

【0038】

20

この第1の実施の形態で述べる生体情報映像装置は、乳癌の診断を目的とした生体内のヘモグロビン分布の画像化を可能とするものであり、その特徴は、電気音響変換部に配列して置かれた電気音響変換素子の間隙に光照射部の光ファイバ出力端を配置することによって光照射部と一体化した電気音響変換部を形成する。そして、生体内の同一部位に対してこの電気音響変換部を用いた光音響イメージング法および従来のパルスエコー法によって得られるそれぞれの画像データを合成表示することにある。

【0039】

なお、以下では光音響イメージング法によって発生する音波を音響波と呼び、通常のパルスエコー法において送受信される音波を超音波と呼ぶ。

【0040】

30

図1および図2を用いて第1の実施の形態における生体情報映像装置の構成を説明する。図1は第1の実施の形態における生体情報映像装置全体の概略構成を示すブロック図であり、図2は生体情報映像装置の画像データ生成部2のブロック図を示す。

【0041】

この生体情報映像装置は、被検体7に所定波長の光を照射する光送信部1と、この光を被検体7に照射することによって得られる音響波に基づく光音響画像データと従来の超音波画像データを生成する画像データ生成部2と、この光音響画像データおよび超音波画像データを表示する表示部6と、操作者が患者情報や装置の撮影条件を入力するための操作部5と、これら各ユニットを統括的に制御するシステム制御部4とを備えている。

【0042】

40

光送信部1は、波長の異なる複数の光源を備える光源部11と、複数の波長の光を同一光軸上に合成する光合波部12と、この光を被検体7の体表面まで導く多チャンネルの導波部14と、この導波部14において使用するチャンネルを切り換えて走査を行う光走査部13と、導波部14によって供給される光を被検体7に照射する光照射部15とを備えている。

【0043】

光源部11は、異なる波長の光を発生する複数個の光源を有する。光源として、特定の波長成分又はその成分を含む単色光を発生する半導体レーザー(LD)、発光ダイオード(LED)、固体レーザー、ガスレーザー等の発光素子を用いる。例えば、被検体7のヘモグロビン濃度を測定する場合には、固体レーザーの一種である波長が約1000nmのNd:YAG

50

レーザや、ガスレーザの一種である633nmのHe-Neガスレーザを用い、10ns程度のパルス幅を有したレーザ光を形成する。生体内のヘモグロ빈は、その状態（酸化ヘモグロ빈、還元ヘモグロ빈、メトヘモグロ빈、炭酸ガスヘモグロ빈、等）により光学的な吸収特性が異なるが、一般的には600nmから1000nmの光を吸収する。

【0044】

また、LDやLED等の小型発光素子を用いる場合には、発光波長が550～650nm程度ではInGaAlP、発光波長が650～900nm程度ではGaAlAs、発光波長が900～2,300nm程度ではInGaAsもしくはInGaAsPなどの材料を用いた素子を使用することができる。また最近では、波長が550nm以下で発光するInGaNを用いた発光素子も使用可能になりつつある。

10

【0045】

更には、波長可変可能な非線形光学結晶を用いたOPO（Optical Parametrical Oscillators）レーザを用いることもできる。

【0046】

光合波部12は、複数個の光源から発生する波長の異なる光を同一光軸に重ね合わせるためのものであり、それぞれの光は、まずコリメートレンズによって平行光線に変換され、次に直角プリズムやダイクロイックプリズムにより、光軸が合わせられる。このような構成により比較的小型の合波光学系とすることができるが、光通信用に開発されている市販の多重波長合波・分波器を用いてもよい。また光源部11に前述の波長が連続的に変更可能なOPOレーザ等の発生源を使用する場合は、この光合波部12は必ずしも必要ではない。

20

【0047】

導波部14は、光合波部12から出力される光を被検体7まで導くためのものであり、効率のよい光伝搬を行うために光ファイバや薄膜光導波路を用いるが、直接空間伝搬することも可能である。本発明の第1の実施の形態において使用する導波部14は、後述する複数の光ファイバ71から構成されており、これらの複数の光ファイバ71の中から所定の光ファイバ71を選択して光の供給を行う。

【0048】

光走査部13は、導波部14において配列される複数の光ファイバ71を順次選択しながら光の供給を行うことによって被検体7に対して光による走査を行う。

30

【0049】

光照射部15は、導波部14の出力端であり、後述する電気音響変換部23と一体化されている。例えば、この光照射部15における光ファイバ71の出力端部は、電気音響変換部23を構成する配列型の変換素子54に隣接して配置される。

【0050】

一方、生体情報映像装置の画像データ生成部2は、音響信号と電気信号の変換を行う電気音響変換部23と、この電気音響変換部23を選択駆動し、また電気音響変換部23からの受信信号を選択受信すると共に、送受信信号に所定の遅延時間を与え、整相加算を行う送受信部22と、電気音響変換部23の選択動作や送受信部22の遅延時間を制御する走査制御部24と、被検体7の内部に放射する送信超音波の繰り返し周期を設定するためのレートパルスを出力するレート信号発生部21と、送受信部22から得られる受信信号に対して各種の処理を行う信号処理部25とを備えている。

40

【0051】

電気音響変換部23は、1次元にM個配列される微小な変換素子54をその先端部に有しており、被検体7の体表面に対してその先端部を接触させ音響波や超音波の送受信を行う。この変換素子54は、送信時において電気的な駆動パルスを送信超音波に変換し、また受信時においては音響波や受信超音波を電気信号に変換する機能を有している。この電気音響変換部23は、一般に超音波プローブとも呼ばれ、小型、軽量に構成されており、多チャンネルケーブルによって後述する送受信部22に接続される。この電気音響変換部

50

23は、セクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等の中から診断部位に応じて選択されるが、本実施の形態ではリニア走査用の電気音響変換部23を用いた場合について述べる。

【0052】

送受信部22は、図2に示すように、送信遅延回路51と、パルサ52と、電子スイッチ53と、プリアンプ55と、受信遅延回路56と、加算器57とを備えている。

【0053】

送信遅延回路51は、送信時における送信超音波の収束距離を設定するための遅延回路であり、電気音響変換部23を構成するM個の変換素子54のうちのN'個($M > N'$)の変換素子54を駆動するタイミングをレート信号発生部21から出力されるレートパルスに与え、パルサ52に供給する。

10

【0054】

また、パルサ52は、N'個の変換素子54を駆動するための高圧パルスを作成する駆動回路であり、送信遅延回路51の出力信号をトリガ信号として、例えば、波高値が数百Vのインパルスを作成する。

【0055】

電子スイッチ53は、パルスエコー法の送信時において、電気音響変換部23を構成するM個の変換素子54の中から隣接するN'個の変換素子54を選択する。また、光音響イメージング法の受信時においては、M個の変換素子54から隣接するN個の変換素子54を選択し、パルスエコー法の受信時においては、N'個の変換素子54を選択する。そして、これらN個、N'個の変換素子54によって得られるそれぞれの受信信号をプリアンプ55に供給する。

20

【0056】

一方、プリアンプ55は、電子スイッチ53によって選択されるN'個の変換素子54によって受信される微小な受信信号を増幅し、十分なS/Nを確保する。

【0057】

受信遅延回路56は、電子スイッチ53によって選択されるN個、あるいはN'($M > N'$ 、 $M > N$)の変換素子54から得られる音響受信信号、あるいは超音波受信信号に対して、所定の部位からの音響波、あるいは受信超音波の位相を一致させて収束受信ビーム形成するための遅延時間を与える。

30

【0058】

加算器57は、N'チャンネルの超音波受信信号、あるいはNチャンネルの音響受信信号を加算することによって1つの受信信号に纏める。このN'チャンネル、あるいはNチャンネルの加算によって所定の深さからの受信信号は整相加算され、受信収束点が設定される。

【0059】

レート信号発生部21は、所定の繰り返し周波数によって行う超音波パルスの送信タイミングを設定するためのクロックパルスを作成する。この繰り返し周波数は、画像の視野深度に依存するが本実施の形態では4kHz~8kHzに設定される。

【0060】

40

走査制御部24は変換素子選択制御回路68とビーム集束制御回路67を備え、変換素子選択制御回路68は電子スイッチ53によって選択される送信時のN'個の変換素子54および受信時のN個あるいはN'個の変換素子54の位置情報を電子スイッチ53に供給する。一方、ビーム集束制御回路67は、上記N個の変換素子54およびN'個の変換素子54が形成する送信収束点および受信収束点を形成するための遅延時間情報を送信遅延回路51および受信遅延回路56に供給する。

【0061】

信号処理部25は、フィルタ66と、対数変換器58と、包絡線検波器59と、A/D変換器60と画像データメモリA61および画像データメモリB62とを備えている。送受信部22の加算器57の出力は、信号処理部25のフィルタ66において不要なノイズ

50

を除去した後、対数変換器 58 にて受信信号の振幅を対数変換し、弱い信号を相対的に強調する。一般に、被検体 7 からの受信信号は、80 dB 以上の広いダイナミックレンジをもった振幅を有しており、これを 23 dB 程度のダイナミックレンジをもつ通常の CRT モニタに表示するためには弱い信号を強調する振幅圧縮が必要となる。

【0062】

なお、フィルタ 66 は、帯域通過特性を有し、受信信号における基本波を抽出するモードと高調波成分を抽出するモードを有している。包絡線検波器 59 は、対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行い、A/D 変換器 60 は、この包絡線検波器 59 の出力信号を A/D 変換し画像データを形成する。

【0063】

なお、この画像データとは、光音響イメージング法によって被検体 7 に光を入射させた場合に得られる音響受信信号に基づいて生成される画像データ（以下、光音響画像データ）と、通常のパルスエコー法において広く行われているように、被検体 7 に送信超音波を送信した場合に反射波として得られる超音波受信信号に基づいて生成される画像データ（以下、超音波画像データ）をいう。画像データメモリ A 61 は、前者の光音響画像データを保存する記憶回路であり、画像データメモリ B 62 は、後者の超音波画像データを保存する記憶回路である。

【0064】

表示部 6 は、表示用画像メモリ 63 と変換器 64 と CRT モニタ 65 を備えている。表示用画像メモリ 63 は、CRT モニタ 65 に表示する画像データを一時的に保存するバッファメモリであり、画像データメモリ A 61 に保存される光音響画像データと画像データメモリ B 62 に保存される超音波画像データは、この表示用画像メモリ 63 において合成される。変換器 64 は、表示用画像メモリ 63 から読み出された合成画像データに対して D/A 変換とテレビフォーマット変換を行い、その出力は CRT モニタ 65 において表示される。

【0065】

操作部 5 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等を備え、装置操作者が患者情報や装置の撮影条件など必要な情報を入力するために用いられる。

【0066】

システム制御部 4 は、図示しない CPU と図示しない記憶回路を備え、操作部 5 からのコマンド信号に従って光送信部 1、画像データ生成部 2、表示部 6 などの各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行う。特に、内部の CPU には、操作部 5 を介して送られる操作者の入力コマンド信号が保存される。

【0067】

次に、光照射部 15 と電気音響変換部 23 を一体化したアプリケーション 70 について図 3 および図 4 を用いて説明する。図 3 (a) は導波部 14 を構成する光ファイバ 71 と電気音響変換部 23 を構成する変換素子 54 の配列方法の具体例を示したものであり、長さ s 、厚み t 、幅 a を有する M 本の変換素子 54 - 1 ~ 54 - M が配列間隔 d で 1 次元に配列されている。一方、光ファイバ 71 は、この変換素子 54 の配列隙間内で、且つ長さ方向の中心付近において変換素子 54 の配列方向と同一方向に配列されている。

【0068】

図 3 (b) は図 3 (a) の A - A 断面におけるアプリケーション 70 の断面図を示す。すなわち、被検体 7 の体表面に直接接触し、照射光および送信超音波の照射と音響波および受信超音波の受信を行うアプリケーション 70 は、光照射用の光ファイバ 71 と、音響信号の受信および超音波の送受信を行う変換素子 54 とを備えている。そして、この変換素子 54 の第 1 の面（上面）および第 2 の面（下面）には、駆動信号の供給や、受信信号取り出しのための電極 73 - 1、73 - 2 がそれぞれ装着され、この電極 73 - 1 は支持台 72 に固定されている。また、他の電極 73 - 2 には、超音波の送受信を効率良く行うための音響マッチング層 74 が設けられ、更に、その表面は保護膜 75 によって覆われている。なお、図 3 (a) では支持台 72、音響マッチング層 74 および保護膜 75 は省略されてい

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 6 9 】

図 4 は前記アプリケーション 7 0 の外観図であり、このアプリケーション 7 0 の左面に配置される電気音響変換部 2 3 と光照射部 1 5 は、被検体 7 の表面に接触し、照射光の照射と音響波の受信および超音波の送受信が行われる。一方、光照射部 1 5 に繋がる光ファイバ 7 1 と変換素子 5 4 の電極 7 3 に接続される同軸ケーブル 7 7 は被覆 7 6 によって纏められ、この光ファイバ 7 1 の他の端部は光走査部 1 3 に、また同軸ケーブル 7 7 の他の端部は画像データ収集部 2 の送受信部 2 2 に接続されている。

【 0 0 7 0 】

次に本発明の第 1 の実施の形態における光音響画像データの生成手順について図 1 乃至図 6 を用いて説明する。但し、図 5 はアプリケーション 7 0 における照射光の照射方法を、また図 6 は同じアプリケーション 7 0 における音響波の受信方法を示す図であり、この図においても支持台 7 2、音響マッチング層 7 4 および保護膜 7 5 は省略されている。

【 0 0 7 1 】

操作者は、光音響イメージング法およびパルスエコー法における必要な画像撮影条件を操作部 5 において設定する。画像撮影条件として、フレーム数、視野深度、レート周波数、画像表示方法の他にアプリケーション 7 0 の各種仕様などがある。更に、操作者は、光音響イメージングに用いる光波長など光源に関する諸条件の設定についても同時に行い、設定されたこれらの撮影条件をシステム制御部 4 の図示しない記憶回路に保存する。

【 0 0 7 2 】

上記の各種撮影条件の設定が終了したならば、操作者は、アプリケーション 7 0 を被検体 7 の所定の位置に設置した後、光音響イメージングにおける光音響画像データの収集開始コマンドを操作部 5 より入力する。

【 0 0 7 3 】

この光音響画像データの収集開始コマンドを受けたシステム制御部 4 は、内部の記憶回路から光源に関する設定条件を読み出し、この設定条件に従って光源部 1 1 より、例えば Nd・YAG レーザを選択して 1 0 0 0 n m の波長を有する単色光を発生する。光源部 1 1 で発生した単色光は、光合波部 1 2 を介して光走査部 1 3 に送られ、光走査部 1 3 は、図 5 に示すように配列された複数本の光ファイバ 7 1 (7 1 - 1 ~ 7 1 - M - 1) の中の、例えば光ファイバ 7 1 - 3 を選択して上記単色光を供給する。選択された光ファイバ 7 1 - 3 は、この光をアプリケーション 7 0 の光照射部 1 5 まで導き、その先端部より被検体 7 に照射する。この場合、光ファイバ 7 1 - 3 から照射された単色光は、図 5 の矢印で示すように、アプリケーション 7 0 の被検体接触面に対してほぼ垂直の方向に照射される。

【 0 0 7 4 】

被検体 7 の血液中のヘモグロビンは、照射された単色光のエネルギーを吸収して温度上昇を引き起こし、この温度上昇に起因する圧力変化によって音響波を発生する。このとき発生する音響波は、1 0 0 K H z ~ 2 M H z の広帯域スペクトル成分を有するパルス波である。

【 0 0 7 5 】

なお、光音響効果では、計測しようとする物質によって照射する光の波長が決定され、この波長による照射の結果得られる音響波の大きさから、その成分量を定量化することが可能となる。すなわち、上記 Nd・YAG レーザにより 1 0 0 0 n m の波長を有する単色光を被検体 7 に照射することによって、照射部位におけるヘモグロビンの量を定量的に計測することができる。

【 0 0 7 6 】

この被検体 7 への光の照射に引き続いて音響波の受信を行う。例えば、図 6 に示すようなアプリケーション 7 0 の被検体接触面から距離 L の部位の血管領域において発生する音響波に対して、システム制御部 4 は、その記憶回路に予め保存されている走査情報の中の変換素子 5 4 の選択情報を走査制御部 2 4 の変換素子選択制御回路 6 8 に供給し、また受信時の焦点距離設定に関する遅延時間情報を同じ走査制御部 2 4 のビーム収束制御回路 6 7 に

10

20

30

40

50

供給する。

【 0 0 7 7 】

電子スイッチ 5 3 は、変換素子選択制御回路 6 8 の制御信号に基づいて、アプリケーション 7 0 の M 個の変換素子 5 4 - 1 ~ 5 4 - M の中から隣接する N 本 (N = 6) の変換素子 5 4 - 1 ~ 5 4 - 6 を選択する。一方、受信遅延回路 5 6 は、ビーム収束制御回路 6 7 の制御信号に基づいて、これらの変換素子 5 4 によって得られた受信信号に対して受信焦点距離を L に設定するための遅延時間を与える。すなわち、変換素子選択制御回路 6 8 は、システム制御部 4 から供給される変換素子 5 4 の選択情報に基づいて、電子スイッチ 5 3 - 1 ~ 5 3 - N (N = 6) を ON 状態にし、光照射時に選択して用いた光ファイバ 7 1 - 3 を中心として変換素子 5 4 - 1 ~ 5 4 - 6 を受信用の変換素子 5 4 として選択する。被検体 7 の内部で発生した音響波は、変換素子 5 4 - 1 ~ 5 4 - 6 で電気信号に変換された後、電子スイッチ 5 3 を介してプリアンプ 5 5 に供給され、所定の振幅に増幅されて受信遅延回路 5 6 に入力される。

10

【 0 0 7 8 】

N チャンネルから構成される受信遅延回路 5 6 において、n 番目の受信遅延回路 5 6 は、変換素子 5 4 - n によって得られる受信信号に対して次式で示す遅延時間 $\tau (n)$ を与える。

【 0 0 7 9 】

$$\tau (n) = d^2 (N - 1)^2 - (2 n - N - 1)^2 / 8 C F_0 \cdots (1)$$
但し、d は変換素子 5 4 の配列間隔、C は被検体 7 の音響波伝播速度 (約 1 5 0 0 m / s e c)、F₀ は受信焦点距離であり、F₀ = L に設定すれば変換素子 5 4 - 1 ~ 5 4 - 6 によって得られる受信信号に対して上記の遅延時間が与えられた後加算器 5 7 において加算することにより、距離 L において発生した音響波の位相を一致させて加算合成することができる。

20

【 0 0 8 0 】

本実施の形態によれば、光が被検体 7 に照射されてから音響波が変換素子 5 4 によって受信されるまでの時間は距離 L の大きさに比例する。従って、音響波の受信において上記 (1) 式における受信焦点距離 F₀ の値を時間的に増加させる、いわゆるダイナミック収束法が適用でき、光ファイバ 7 1 - 3 の照射によって発生する音響波は、深さ (距離) によらず、常に収束状態で受信されるため、これらの受信信号から良好な感度と空間分解能を有した光音響画像データを生成することが可能となる。

30

【 0 0 8 1 】

加算器 5 7 において合成された変換素子 5 4 - 1 ~ 5 4 - 6 の受信信号は、信号処理部 2 5 のフィルタ 6 6 においてノイズ成分が除去された後、対数変換器 5 8 および包絡線検波 5 9 において振幅圧縮と検波がなされ、更に A / D 変換器 6 0 にてデジタル信号に変換されて、光音響画像データ用の画像データメモリ A 6 1 に保存される。

【 0 0 8 2 】

上記の手順によって光音響イメージングにおける第 1 の走査が終了したならば、光ファイバ 7 1 - 4 を使用して第 2 の走査を行う。システム制御部 4 の制御信号に従い、光走査部 1 3 は、光ファイバ 7 1 (7 1 - 1 ~ 7 1 - M - 1) の中の光ファイバ 7 1 - 4 を選択し、光源部 1 1 の単色光をアプリケーション 7 0 の光照射部 1 5 より被検体 7 に照射する。

40

【 0 0 8 3 】

光ファイバ 7 1 - 4 による光の照射によって被検体 7 の内部で発生する新たな音響波に対して、変換素子選択制御回路 6 8 は、システム制御部 4 から供給される変換素子 5 4 の選択情報に基づいて、電子スイッチ 5 3 - 2 ~ 5 3 - 7 を ON 状態にし、光の照射時に選択して用いた光ファイバ 7 1 - 4 を中心として変換素子 5 4 - 2 ~ 5 4 - 7 を受信用の変換素子 5 4 として選択する。このとき、変換素子 5 4 - 2 ~ 5 4 - 6 は、第 1 の走査と同様に電子スイッチ 5 3 - 2 ~ 5 3 - 6 を介してプリアンプ 5 5 - 2 ~ 5 5 - 6、更には受信遅延回路 5 6 - 2 ~ 5 6 - 6 に接続されるが、変換素子 5 4 - 7 は、電子スイッチ 5 3

50

- 7を介してプリアンプ55 - 1、更には受信遅延回路56 - 1に接続される。

【0084】

この場合、変換素子54 - 2 ~ 54 - 6の受信信号が供給される受信遅延回路56 - 2 ~ 56 - 6を#1 ~ #5、また変換素子54 - 7の受信信号が供給される受信遅延回路56 - 1を#6とすると、#nの受信遅延回路56に供給される変換素子54の受信信号に対して前式(1)で示す遅延時間が与えられ、加算器57において加算合成される。なお、この場合も第1の走査と同様にダイナミック収束法を適用し、被検体7の内部で発生する音響波を深さによらずに常に収束状態で受信することができる。加算器57において合成された変換素子54 - 2 ~ 54 - 7の受信信号は、フィルタ66、対数変換器58および包絡線検波59においてノイズ除去や振幅圧縮更には包絡線検波がなされ、更にA/D変換器60にてデジタル信号に変換されて、画像データメモリA61に保存される。

10

【0085】

以下同様にして、システム制御部4は、光走査部13において光ファイバ71 - 5、光ファイバ71 - 6・・・光ファイバ71 - M - 3を選択して被検体7に光を照射し、このとき新たに発生する音響波を電子スイッチ53により変換素子54 - 3 ~ 54 - 8、変換素子54 - 4 ~ 54 - 9・・・変換素子54 - M - 5 ~ 54 - Mを選択して受信する。そして各々6チャンネルの受信信号は、プリアンプ55、受信遅延回路56、フィルタ66、対数変換器58、包絡線検波59、更にはA/D変換器60を介して光音響画像データとして画像データメモリA61に順次保存され、1枚分の画像データの収集を終了する。

【0086】

20

以上の手順により、光音響イメージング法による光音響画像データの収集が終了したならば、この光音響画像データと同時表示するパルスエコー法による超音波画像データの収集に移行する。装置の操作者は、上記の光音響画像データの収集が終了したことを確認したならば、操作部5よりパルスエコー法による超音波画像データ収集の開始コマンドを入力する。

【0087】

システム制御部4からパルスエコー法の第1走査の指示信号を受けた走査制御部24のビーム収束制御回路67は、送信超音波および受信超音波の収束点の設定に関するデータを送信用遅延回路51および受信用遅延回路56に送り、遅延時間の設定を行う。一方、走査制御部24の変換素子選択制御回路68は、電子スイッチ53に対し、この第1の走査において選択して使用する電気音響変換部23の変換素子54に関するデータを供給し、所定のチャンネルをON状態に設定する。

30

【0088】

これらの設定が終了すると同時にレート信号発生部21から最初の超音波パルスの送信タイミングを決定するパルスがN'チャンネルで構成される送信遅延回路51に送られ、ここで送信超音波の収束距離を決定する遅延時間 τ_f が与えられた後、パルス52に供給される。ここで n' ($n' = 1 \sim N'$)番目の遅延回路における遅延時間 $\tau_f(n)$ は、次のように設定される。

【0089】

$\tau_f(n') = d^2 \{ (N' - 1)^2 - (2n' - N' - 1)^2 \} / 8CF_0 \cdots (2)$ 但し、 d は変換素子54の配列間隔、 C は被検体7の音響波伝播速度、 F_0 は送信集束点である。

40

【0090】

(2)式の送信遅延時間が与えられたレート信号発生部21の出力は、パルス52に供給され、変換素子54を駆動して被検体7に超音波を放射するための駆動パルスが形成される。パルス52の出力、すなわち変換素子54の駆動信号は、電子スイッチ53を介してM個配列された変換素子54のうちのN'個の変換素子54 - 1 ~ 54 - N'を選択駆動して送信超音波を被検体7に放射する。

【0091】

被検体7の内部に放射された超音波の一部は、臓器の境界面あるいは生体組織の音響散

50

乱体にて反射し、受信超音波として再び変換素子 54 によって受信され、電気信号に変換される。電子スイッチ 53 は、変換素子 54 - 1 ~ 54 - N' によって得られる超音波受信信号を選択し、これらの N' チャンネルの受信信号は、それぞれプリアンプ 55 を介して受信遅延回路 56 に送られ、受信超音波のビーム収束に必要な遅延時間が与えられた後、加算器 57 に供給される。この加算器 57 において N' チャンネルの超音波受信信号は、加算合成され、更にフィルタ 66、対数変換器 58、包絡線検波器 59 においてノイズ除去や対数圧縮、更には包絡線検波が行われた後、A/D 変換され、画像データメモリ B 62 に第 1 の走査における画像データとして保存される。なお、受信時においては、ダイナミック収束法を適用することが好適であるが、その方法は、既に述べた光音響イメージング法の場合と同様であるため、詳細な説明は省略する。

10

【0092】

以上述べた第 1 の走査と同様な手順を繰り返すことによって第 2 以降の走査を行う。すなわち、第 2 の走査では、電子スイッチ 53 によって変換素子 54 - 2 ~ 54 - N' + 1 を選択し、また、第 3 の走査では、変換素子 54 - 3 ~ 54 - N' + 2 を選択して超音波の送受信を行い、このような動作は、変換素子 54 - M - N + 1 ~ 54 - M が選択駆動されるまで繰り返される。また、送信遅延回路 51 や受信遅延回路 56 によって送信超音波ビームおよび受信超音波ビームの収束が行われるが、その遅延時間の設定方法についても光音響イメージング法の場合と同様であるため、詳細な説明は省略する。

【0093】

以上述べた手順により、パルスエコー法によって得られる 1 枚分の画像データは、信号処理部 25 の画像データメモリ B 62 に保存される。システム制御部 4 は、光音響画像データおよび超音波画像データの収集が終了したならば、光音響画像データと超音波画像データを画像データメモリ A 61 および画像データメモリ B 62 から読み出し、表示用画像メモリ 63 にて合成して一旦保存する。更に合成した画像データを変換回路 64 に供給して D/A 変換と TV フォーマット変換を行った後、CRT モニタ 65 において表示する。

20

【0094】

このようにして光音響画像データと超音波画像データの収集を繰り返して行い、このとき得られる夫々の画像データを合成して CRT モニタ 65 に表示することによって、この合成画像を操作者は、リアルタイムで観測することが可能となる。

【0095】

なお、上記表示用画像メモリ 63 において光音響画像データと超音波画像データを合成して CRT モニタ 65 にて表示する場合、それぞれの画像データを重畳して表示することによって光音響画像による音響波発生源の把握が容易となる。この場合、例えば白黒の超音波画像に赤色の光音響画像を重畳表示するなど、両者を色によって識別して表示する方法が好適である。

30

【0096】

以上述べた第 1 の実施の形態によれば、光音響画像と超音波画像が同一の変換素子 54 を用いて収集できるため、それぞれの画像を精度よく重畳表示することが可能となる。特に、光音響画像の生成においては、多くの変換素子 54 から得られる音響受信信号の位相を合わせて加算する、いわゆる整相加算方式を行っているため、例え、被検体 7 に照射された光が散乱あるいは拡散しても音響波の発生源を正確に捉えることが可能となる。

40

【0097】

なお、上記の第 1 の実施の形態の説明において、光音響イメージングの音響受信信号の収集に使用した変換素子数は、説明の都合上 6 としたが、これに限定されない。また、パルスエコー法に使用した送信用変換素子数と受信用変換素子数は、いずれも N' としたが、夫々異なる変換素子数によって送受信を行ってもよい。

【0098】

また、この実施の形態の説明においては、光音響画像データの収集後に超音波画像データの収集を行ったが、これらの画像データの収集順序については限定されない。また、光音響画像データと超音波画像データをそれぞれ複数枚収集して前者を画像データメモリ A

50

6 1 に、また後者を画像データメモリ B 6 2 に一旦保存し、この画像データメモリ A 6 1 および画像データメモリ B 6 2 から所望の画像を選択して表示用画像メモリ 6 3 において合成してもよい。

【 0 0 9 9 】

一方、光音響画像データを収集する場合、1つの物質に対して複数の波長の光を用いて、その成分量を求めてもよい。例えば、ヘモグロビンの成分量を計測する場合、前述の通り生体内のヘモグロビンは 6 0 0 n m から 1 0 0 0 n m の光を吸収するが、6 0 0 n m 近傍では酸化ヘモグロビンに比べ還元ヘモグロビンの吸収が相対的に大きく、1 0 0 0 n m 近傍では還元ヘモグロビンに比べ酸化ヘモグロビンの吸収が大きい。このような吸収特性の違いを利用する事により、生体内中の酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンを分離して定量化したり、総ヘモグロビン量を求めることができる。上記の 1 0 0 0 n m の Nd : YAG レーザや、6 3 3 n m の He-Ne ガスレーザを用い、それぞれの波長によって得られる計測結果を異なる色で識別して表示してもよい。この場合、光音響画像は超音波画像と重畳表示してもよいが、並べて表示することも可能である。

【 0 1 0 0 】

また、同じ被検体 7 の部位に対して、コレステロールやグルコースなど、ヘモグロビン以外の物質についても最適な波長の単色光を用いて同様な手順で計測を行ない、その計測結果とヘモグロビンの計測結果を異なる色で識別して表示してもよい。この場合も光音響画像は超音波画像と重畳表示してもよいが、並べて表示することも可能であり、その表示方法は限定されない。

【 0 1 0 1 】

(第 2 の実施の形態)

次に、本発明の第 2 の実施の形態として、超音波画像データをハーモニックイメージング法によって収集する場合につき図 7 を用いて説明する。なお、本実施の形態における光音響画像データの収集方法およびパルスエコー法における超音波の送信方法は、第 1 の実施の形態と同様であるため説明を省略する。

【 0 1 0 2 】

光音響イメージング法における音響波の周波数スペクトラムは、1 M H z を中心周波数として 2 0 0 K H z ~ 2 M H z の範囲に分布しており、従って、電気音響変換部 2 3 の変換素子 5 4 は、この周波数成分に対応した特性を有するものを用いる必要があるが、これは通常のパルスエコー法の中心周波数 (f_0 : 例えば 3 . 5 M H z) と比較すると低い。

【 0 1 0 3 】

第 1 の実施の形態では、光音響画像データと超音波画像データの収集を同一の変換素子 5 4 を用いて行うため、従来のパルスエコー法を適用して得られる超音波画像において空間分解能の劣化を招くことになる。

【 0 1 0 4 】

このような問題点を改善するために、ハーモニックイメージング法を適用した超音波画像データの収集について説明する。ハーモニックイメージング法とは、被検体 7 の組織において生ずる超音波非線形現象を有効に利用したイメージング法であり、例えば、中心周波数が f_0 の超音波パルスを被検体 7 に放射した場合、被検体組織の非線形現象によって、例えば 2 倍の高調波成分 ($2 f_0$) が新たに発生し、この高調波成分は、基本波成分 (f_0) とともに変換素子 5 4 によって受信される。この高調波成分の発生は、被検体 7 の組織性状や反射部位までの伝搬距離、あるいは反射部位における超音波強度に依存する。

【 0 1 0 5 】

超音波画像データの収集において、被検体 7 に放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体 7 の臓器の境界面あるいは組織にて反射する。これらの超音波は、組織の非線形特性により、中心周波数が $2 f_0$ の超音波パルスが新たに発生する。従って、被検体 7 の組織内にて反射して変換素子 5 4 に戻る受信超音波は、送信時の中心周波数 f_0 の超音波パルス (基本波成分) と中心周波数が $2 f_0$ の超音波パルス (高調波成分) が混在したものとなる。

【 0 1 0 6 】

このときの受信超音波の周波数スペクトラムを図 7 に示す。図 7 (a) は被検体 7 に送信される送信超音波の周波数スペクトラムであり、 f_0 を中心に分布している。これに対して図 7 (b) に示した被検体 7 からの受信超音波の周波数スペクトラムは、 f_0 を中心に分布する基本波成分と、 $2f_0$ を中心に分布する高調波成分とで構成され、一般に、高調波成分は、基本波成分に対して約 20 dB 小さい。因みに、この高調波の発生原因は超音波パルスの被検体組織内の伝播速度が超音波の音圧に依存するためであり、この性質のために受信信号に波形歪が生じ、高調波成分が発生することが知られている。

【 0 1 0 7 】

被検体 7 からの受信超音波は、変換素子 5 4 において超音波から電気信号（超音波受信信号）に変換され、この超音波受信信号は、送受信部 2 2 を介して信号処理部 2 5 のフィルタ 6 6 に送られる。このフィルタ 6 6 は、図 7 (c) に示すような $2f_0$ を中心とした帯域通過特性と図示しない f_0 を中心とした帯域通過特性を有している。ハーモニックイメージング法においては、このフィルタ 6 6 によって第 2 高調波成分が抽出され、その出力は、対数変換器 5 8、包絡線検波器 5 9、A/D 変換器 6 0 を介して、画像データメモリ B 6 2 に保存される。一方、光音響イメージング法においては、第 1 の実施の形態と同様にフィルタ 6 6 によって基本波成分が抽出され、その出力は対数変換器 5 8、包絡線検波器 5 9、A/D 変換器 6 0 を介して、画像データメモリ B 6 2 に保存される。

【 0 1 0 8 】

次いで、システム制御部 4 は、画像データメモリ B 6 2 に保存された超音波画像データと、画像データメモリ A 6 1 に保存されている光音響画像データを読み出し、表示用画像メモリ 6 3 において合成した後、変換回路 6 4 を介して CRT モニタ 6 5 に表示する。

【 0 1 0 9 】

この第 2 の実施の形態によれば、超音波画像データは、第 1 の実施の形態と比較して 2 倍の周波数成分によって生成される。従って、光音響画像データと超音波画像データを同一の変換素子 5 4 を用いて収集する場合においても解像度の優れた超音波画像に光音響画像を重ねて表示することが可能となり、更に、これらの画像データの収集と表示を同時に行うこともできるため操作性に優れた装置の提供が可能となる。

【 0 1 1 0 】

なお、上記の本実施の形態の説明においては、第 2 高調波成分を用いたハーモニックイメージング法について述べたが、これに限定されるものではなく、第 3 次以上の高調波成分を用いて超音波画像データの生成を行ってもよい。

【 0 1 1 1 】

（第 3 の実施の形態）

次に、本発明の第 3 の実施の形態として、光音響イメージングにおける簡易化した受信方法について図 8 を用いて説明する。なお、本実施の形態における超音波画像データの収集方法および光音響イメージング法の光照射方法は、第 1 の実施の形態と同様であるため説明を省略する。

【 0 1 1 2 】

図 8 は第 3 の実施の形態における照射光の照射位置と音響波の受信位置を示した図であり、例えば、この図に示すように光ファイバ 7 1 - 1 を用いて光を被検体 7 に照射した場合、照射光は細い幅を維持したまま直進するため、強い指向性を有している。従って、音響波を受信する際の整相加算処理を行わなくても光音響画像の生成は可能となる。

【 0 1 1 3 】

光音響イメージングの第 1 の走査において、光ファイバ 7 1 - 1 からの照射光によって被検体 7 の血液中のヘモグロ빈は、照射された光のエネルギーを吸収して音響波を発生する。この音響波の受信に際して、システム制御部 4 は、その記憶回路に予め保存されている走査情報の中の変換素子 5 4 の選択情報を走査制御部 2 4 の変換素子選択制御回路 6 8 に供給する。

【 0 1 1 4 】

変換素子選択制御回路 68 は、システム制御部 4 から供給される変換素子 54 の選択情報に基づいて、電子スイッチ 53 - 1 ~ 53 - 2 を ON 状態にし、光の照射時に選択して用いた光ファイバ 71 - 1 の両側に位置する変換素子 54 - 1 ~ 54 - 2 を受信用変換素子として選択する。被検体 7 の内部で発生した音響波は、変換素子 54 - 1 ~ 54 - 6 で電気信号に変換された後、電子スイッチ 53 を介してプリアンプ 55 に供給され、所定の振幅に増幅されて受信遅延回路 56 に入力する。この受信遅延回路 56 は、同時表示される超音波画像データの収集のために備えられており、この光音響画像データ収集においては使用されない。すなわち、変換素子 54 - 1 および 54 - 2 によって得られる信号は、この受信遅延回路 56 をそのまま通過し、加算器 57 にて合成される。

【0115】

10

加算器 57 において合成された変換素子 54 - 1 ~ 54 - 2 の音響受信信号は、信号処理部 25 のフィルタ 66 においてノイズ成分が除去された後、対数変換器 58 および包絡線検波 59 において振幅圧縮と検波がなされ、更に、A/D 変換器 60 にてデジタル信号に変換されて、光音響画像データ用の画像データメモリ A61 に保存される。

【0116】

次いで行われる第 2 の走査では、光ファイバ 71 - 2 によって光の照射が行われ、変換素子 54 - 2 ~ 54 - 3 を用いて音響波の受信が行われる。そしてこのとき得られた音響画像データも第 1 の走査と同様に画像データメモリ A61 に保存される。以上のような動作は光ファイバ 71 - M - 1 と変換素子 54 - M - 1 ~ 54 - M を用いた画像データの収集まで繰り返して行われ、このとき得られる 1 枚分の光音響画像データは画像データメモリ A61 に保存される。

20

【0117】

次に、画像データメモリ A61 に保存された光音響画像データと、後続して行われるパルスエコー法によって収集され、画像データメモリ B62 に保存される超音波画像データは、表示用画像メモリ 63 において合成された後、変換回路 64 を介して CRT モニタ 65 に表示される。

【0118】

この第 3 の実施の形態によれば、受信に用いる振動子数を大幅に低減することが出来るため、端部の光ファイバ 71 を有効に使用することができ、従って広い画像幅（視野幅）を得ることが可能となる。

30

【0119】

なお、上記の第 3 の実施の形態の説明では、音響波の受信に使用する変換素子数を 2 としたが、これに限定されない。

【0120】

（第 4 の実施の形態）

既に述べた第 1 乃至第 3 の実施の形態では、光ファイバ 71 と変換素子 54 を同一方向に複数個配列する際、図 3 において示したように変換素子 54 の間隙に光ファイバ 71 を配置した。この場合、各々の変換素子 54 では、その間隙に光ファイバ 71 が挿入されたことによって隣接の変換素子 54 との間で音響的なカップリングが発生して独立な素子としての機能を低下させる。すなわち、この音響的なカップリングが原因となって、光音響画像および超音波画像のいずれにおいても画質劣化を招く可能性がある。

40

【0121】

この第 4 の実施の形態では、光ファイバ 71 と変換素子 54 をアプリケーション 70 において一体化する場合に、変換素子 54 の性能を劣化させることなく光ファイバ 71 を配置する方法について図 9 乃至図 11 を用いて説明する。

【0122】

図 9 に本実施の形態に用いられるアプリケーション 70 の構成を示す。このアプリケーション 70 は、第 1 の実施の形態乃至第 3 の実施の形態において用いたアプリケーション 70 と同様に、光ファイバ 71 の出力端である光照射部 15 と、変換素子 54 を備える電気音響変換部 23 が一体化されているが、光照射部 15 から照射した光は、電気音響変換部 23 を透過

50

して被検体 7 に照射されるように構成されている。すなわち、電気音響変換部 2 3 は、光の透過が可能な材料によって構成される。

【 0 1 2 3 】

このような電気音響変換部 2 3 を構成する各々の材料につき図 1 0 を用いて説明する。但し、図 1 0 は第 4 の実施の形態において使用されるアプリケーション 7 0 の構成を示している。電気音響変換部 2 3 の変換素子 5 4 は、透明な圧電材料である P Z N T 単結晶ウェハを所定の厚さ t に研磨した後、この単結晶板をダイシングソーによってピッチ d でアレイ状に切断し、この切断によって生じる幅 b の間隙は光学的に透明な樹脂 8 0 を充填して硬化する。

【 0 1 2 4 】

次に、1次元に配列された単結晶の第 1 の面には、夫々独立した電極 7 3 - 1 を、また第 2 の面には電極 7 3 - 2 をスパッタにより形成する。

【 0 1 2 5 】

更に、電極 7 3 - 2 が装着された面には、音響的な音響マッチング層 7 4 と保護膜 7 5 を積層する。但し、音響マッチング層 7 4 や保護膜 7 5 にも光学的に透明な樹脂を使用する。また電極 7 3 の材料には、例えば、液晶ディスプレイやプラズマディスプレイ等に用いられている I T O (indium-tin-oxide)、 $\text{In}_2\text{O}_3(\text{Sn})$ 等の透明導電性物質を用いる。このように透明導電性物質を電極 7 3 に用い、音響マッチング層 7 4 や保護膜 7 5 、更に変換素子 5 4 の間隙に充填した樹脂 8 0 に光学的に透明な樹脂を用い、変換素子 5 4 にも透明な圧電単結晶を使用する。これらの材料を更に透明な樹脂からなる支持台 7 2 に固定して構成した電気音響変換部 2 3 は、光学的に透明に構成することが可能となり、光照射部 1 5 より照射した光は、電気音響変換部 2 3 を透過して被検体 7 に照射することが可能となる。

【 0 1 2 6 】

なお第 1 乃至第 3 の実施の形態において、光ファイバ 7 1 の配列間隔は、変換素子 5 4 の配列間隔によって決定されたが、この第 4 の実施の形態においては、このような制約が無いので、図 1 1 に示すように、高密度に配列することが可能となる。光ファイバ 7 1 の配列間隔は、光音響イメージングにおける走査間隔を決定しており、従って、本実施の形態によれば、走査密度の高い光音響画像を得ることが可能となる。特に、第 3 の実施の形態のように照射光の指向性によって画像の空間分解能が決定される場合には、光の高密度走査により画質を改善することができる。

【 0 1 2 7 】

以上述べた第 4 の実施の形態によれば、光学的に透明な電気音響変換部 2 3 を用いることによって光照射部 1 5 をこの電気音響変換部 2 3 の後方に配置することが可能となる。従って、変換素子 5 4 における音響的カップリングを低減することができるため、良好な光音響画像およびパルスエコー画像が得られる。

【 0 1 2 8 】

更に、この方法によれば、光ファイバ 7 1 を高密度に配置することができるため光音響画像の空間分解能を向上させることが可能となる。

【 0 1 2 9 】

(第 5 の実施の形態)

上記の第 1 乃至第 4 の実施の形態において、光走査部 1 3 は、複数配列された光ファイバ 7 1 を順次選択することによって、被検体 7 における照射位置の移動を行ったが、この方法によれば、導波部 1 4 における多くの光ファイバ 7 1 とこれらを選択する光走査部 1 3 が必要となり、装置を複雑にする。

【 0 1 3 0 】

本実施の形態は、このような照射光の形成における問題点の改善を目的に行われるものであり、光音響イメージング法における照射光は、広範囲でほぼ様な特性を有し、光音響画像の空間分解能は変換素子 5 4 における音響波の収束によって決定される。なお、本実施の形態における音響波の受信方法については、第 1 の実施の形態と同様である。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 1 】

以下に、本発明の第 5 の実施の形態における照射光の形成方法の概要を図 1 2 を用いて説明する。この図 1 2 (a) はこの実施の形態において新たに用いられるスリット板 7 8 と変換素子 5 4 の位置関係を、また図 1 2 (b) は本実施の形態におけるアプリケーション 7 0 の概略構成を示す図であり、電気音響変換部 2 3 は第 4 の実施の形態において述べたものと同様に光学的に透明な構成となっている。

【 0 1 3 2 】

この実施の形態では、図 1 2 (a) に示すように、変換素子 5 4 の配列面に平行にスリット板 7 8 が配置される。このスリット板 7 8 のほぼ中央には、変換素子 5 4 の配列方向にスリットが開けられており、このスリットを通過した光は、変換素子 5 4 の配列方向に

10

【 0 1 3 3 】

図 1 2 (b) に示した本実施の形態におけるアプリケーション 7 0 は、前記スリット板 7 8 の他に、光照射部 1 5 から出力された拡散光を進行方向に対して平行ビームに形成するレンズ 7 9 を備えている。光照射部 1 5 に供給される光は、光源部 1 1 あるいは光合波部 1 2 から導波部 1 4 によって直接導くことが可能であり、光走査部 1 3 は不要となる。この場合の導波部 1 4 は、光ファイバ 7 1 に限定されず、十分なパワーが得られるものであれば 1 チャンネルでもよい。

【 0 1 3 4 】

20

次に本実施の形態における光音響画像データの収集手順を図 2、図 6 および図 1 2 を用いて説明する。

【 0 1 3 5 】

操作者は、光音響イメージング法およびパルスエコー法における必要な画像撮影条件を操作部 5 において設定する。更に、操作者は、計測に使用される光波長など光源に関する諸条件の設定についても同時に行い、システム制御部 4 は、図示しない内部の記憶回路にこれらの撮影条件を保存する。上記の各種撮影条件の設定が終了したならば、操作者は、アプリケーション 7 0 を被検体 7 の所定の位置に設置した後、光音響画像データ収集の開始コマンドを操作部 5 より入力する。

【 0 1 3 6 】

30

光音響画像データの収集開始コマンドを受けたシステム制御部 4 は、記憶回路から光源に関する設定条件を読み出し、この設定条件に従って光源部 1 1 における、例えば Nd・YAG レーザを選択して 1 0 0 0 nm の波長を有する単色光を発生させる。光源部 1 1 で発生した単色光は、例えば光ファイバ 7 1 で構成される導波部 1 4 によってアプリケーション 7 0 の光照射部 1 5 まで導かれ、その先端部より拡散して照射される。この拡散光は、レンズ 7 9 によって平行ビームに変換され、スリット板 7 8 のスリットに供給される。スリット板 7 8 のスリットを通過した光の配列方向のビーム幅とスライス方向のビーム幅は、スリットのそれぞれの方向における開口幅によって設定される。

【 0 1 3 7 】

このスリットによってスライス方向のビーム幅が狭められた光は、光学的に透明な電気音響変換部 2 3 を透過して図 1 2 (b) に示した被検体 7 の光ビーム照射範囲に照射される。被検体 7 の血液中のヘモグロ빈は、この照射光を吸収して音響波を発生する。

40

【 0 1 3 8 】

図 6 において、アプリケーション 7 0 の被検体接触面から距離 L の部位の血管領域で発生する音響波に対して、アプリケーション 7 0 内の電気音響変換部 2 3 は、M 個の変換素子 5 4 - 1 ~ 5 4 - M の中から 5 4 - 1 ~ 5 4 - N (N = 6) が選択され、これらの変換素子 5 4 によって受信された音響受信信号に対して受信焦点距離が L に設定される。すなわち、システム制御部 4 は、その記憶回路に予め保存されている走査情報の中から変換素子 5 4 の選択情報を走査制御部 2 4 の変換素子選択制御回路 6 8 に供給し、また、受信時の焦点距離に対応する遅延時間情報を同じ走査制御部 2 4 のビーム収束制御回路 6 7 に供給する。

50

【 0 1 3 9 】

変換素子選択制御回路 6 8 は、システム制御部 4 から供給される変換素子 5 4 の選択情報に基づいて、電子スイッチ 5 3 - 1 ~ 5 3 - N (N = 6) を ON 状態にし、変換素子 5 4 - 1 ~ 5 4 - 6 を受信用変換素子として選択する。被検体 7 の内部で発生する音響波は、変換素子 5 4 - 1 ~ 5 4 - 6 で電気信号に変換された後、電子スイッチ 5 3 を介してプリアンプ 5 5 に供給され、所定の振幅に増幅されて受信遅延回路 5 6 に入力する。

【 0 1 4 0 】

N チャンネルから構成される受信遅延回路 5 6 において、n 番目の受信遅延回路 5 6 に供給される変換素子 5 4 - n の音響受信信号に対して、第 1 の実施の形態の説明において示した式 (1) の遅延時間が与えられる。ここで $F_0 = L$ とすれば変換素子 5 4 - 1 ~ 5 4 - 6 によって得られる N (N = 6) チャンネルの音響受信信号に対して上記の遅延時間が与えられた後加算器 5 7 において加算することにより、変換素子 5 4 - 3 と 5 4 - 4 の中点からの変換素子配列面に対する垂線 (破線で示す) 上で、距離 L の位置にて発生した音響波の位相を一致させて合成することができる。更に、本実施の形態においてもダイナミック収束法の適用を行い、深さ (距離) にらず常に収束状態で受信を行う。

10

【 0 1 4 1 】

加算器 5 7 において合成された変換素子 5 4 - 1 ~ 5 4 - 6 の音響受信信号は、信号処理部 2 5 のフィルタ 6 6 においてノイズ成分が除去された後、対数変換器 5 8 および包絡線検波器 5 9 において振幅圧縮と検波がなされ、更に、A / D 変換器 6 0 にてデジタル信号に変換されて、光音響画像データ用の画像データメモリ A 6 1 に保存される。

20

【 0 1 4 2 】

上記の手順によって光音響イメージングにおける第 1 の走査が終了したならば、第 1 の走査の場合と同様にしてレンズ 7 9 とスリット板 7 8 を用い、被検体 7 の光ビーム照射範囲に平行ビームを照射する。この照射光によって被検体 7 の内部で発生する新たな音響波に対して、変換素子選択制御回路 6 8 は、システム制御部 4 から供給される変換素子 5 4 の選択情報に基づいて、電子スイッチ 5 3 - 2 ~ 5 3 - 7 を ON 状態にし、変換素子 5 4 - 2 ~ 5 4 - 7 を受信用の変換素子 5 4 として選択する。このとき、変換素子 5 4 - 2 ~ 5 4 - 6 は、第 1 の走査と同様に電子スイッチ 5 3 - 2 ~ 5 3 - 6 を介してプリアンプ 5 5 - 2 ~ 5 5 - 6、更には受信遅延回路 5 6 - 2 ~ 5 6 - 6 に接続されるが、変換素子 5 4 - 7 は、電子スイッチ 5 3 - 7 を介してプリアンプ 5 5 - 1、更には受信遅延回路 5 6 - 1 に接続される。

30

【 0 1 4 3 】

この場合、変換素子 5 4 - 2 ~ 5 4 - 6 の受信信号が供給される受信遅延回路 5 6 - 2 ~ 5 6 - 6 を # 1 ~ # 5、また変換素子 5 4 - 7 の受信信号が供給される受信遅延回路 5 6 - 1 を # 6 とすると、# n の受信遅延回路 5 6 に供給される変換素子 5 4 の受信信号に対して式 (1) で示す遅延時間が与えられ、加算器 5 7 において加算合成される。なお、この場合も第 1 の走査と同様にダイナミック収束法を適用し、被検体 7 の内部で発生する音響波は、深さにらずに常に収束状態で受信することができる。この変換素子 5 4 - 1 ~ 5 4 - 6 によって得られる N (N = 6) チャンネルの音響受信信号に対して上記の遅延時間が与えられた後、加算器 5 7 において加算することにより、変換素子 5 4 - 4 と 5 4 - 5 の中点からの変換素子配列面に対する垂線 (破線で示す) 上で発生した音響波の位相を一致させて合成することができる。

40

【 0 1 4 4 】

加算器 5 7 において合成された変換素子 5 4 - 2 ~ 5 4 - 7 の音響受信信号は、フィルタ 6 6、対数変換器 5 8 および包絡線検波器 5 9 においてノイズ除去や振幅圧縮、更には包絡線検波がなされ、更に A / D 変換器 6 0 にてデジタル信号に変換されて、光音響画像データとして画像データメモリ A 6 1 に保存される。

【 0 1 4 5 】

以下同様にして第 3 以降の走査が行われ、システム制御部 4 は、平行光の照射によって得られる音響信号を電子スイッチ 5 3 により変換素子 5 4 - 3 ~ 5 4 - 8、変換素子 5 4

50

- 4 ~ 5 4 - 9 ・ ・ 変換素子 5 4 - M - 5 ~ 5 4 - M を用いて受信する。そして各々 6 チャンネルの受信信号は、プリアンプ 5 5、受信遅延回路 5 6、フィルタ 6 6、対数変換器 5 8、包絡線検波 5 9、更には A / D 変換器 6 0 を介して光音響画像データとして画像データメモリ A 6 1 に順次保存され、1 枚分の音響画像データの生成を終了する。

【 0 1 4 6 】

次いで、パルスエコー法による画像データの収集を行うが、本実施の形態におけるパルスエコー法の画像データの収集手順は、第 1 の実施の形態と同様であるため、説明を省略する

この第 5 の実施の形態によれば、導波部 1 4 における光ファイバ 7 1 の数を大幅に削減することができ、光走査部 1 3 も不要となる。更に照射光は配列方向において連続的に照射されているため、受信時の遅延時間設定によって走査密度は自由に設定することが可能であり、光ファイバ 7 1 を使用した場合の制約を排除することができる。

【 0 1 4 7 】

なお、第 5 の実施の形態の説明において、受信収束点は破線で示した変換素子配列面に対する垂線上に設定される場合について述べたが、変換素子 5 4 から得られる受信信号の遅延時間制御によって収束点の位置は自由に設定できる。

【 0 1 4 8 】

次に、本実施の形態における走査方法の変形例について図 1 3 を用いて説明する。上記の実施の形態における各画像データの収集は、フレーム単位で交互に行う場合について示したが走査単位で交互に行ってもよい。例えば光音響イメージング法による第 1 の方向に対する走査が終了したならばパルスエコー法による第 1 の方向に対する走査を行い、次いで光音響イメージング法の第 2 の方向に対する走査を行ってもよい。更に、上記の実施の形態においては光音響画像データの収集とパルスエコー画像データの収集を分離して行う場合について述べたが、システム制御回路 4 の制御信号に基づいて光送信部 1 の光源部 1 1 から発生する光パルスと、音響画像データ生成部 2 のレート信号発生部 2 1 から発生するレートパルスのタイミングを揃えることによって光音響画像データと超音波画像データを同時に収集してもよい。

【 0 1 4 9 】

図 1 3 は上記の走査順序を比較した図であり、図 1 3 (a) は第 1 の実施の形態において述べたフレーム単位の走査方法、また図 1 3 (b) は走査単位の走査方法、そして図 1 3 (c) は同時走査方法における光音響イメージング法及びパルスエコー法の走査順序を示しており、光音響画像データと超音波画像データはいずれも α 方向 ($\theta 1$ 乃至 $\theta \alpha$) の走査によって生成されている。

【 0 1 5 0 】

即ち、図 1 3 (a) に示すフレーム単位の走査方法では、1 枚分の光音響画像データ収集のための走査を $\theta 1$ 乃至 $\theta \alpha$ 方向に対して α 回行った後、超音波画像データ収集のための走査を α 回行う。これに対して、図 1 3 (b) に示す走査単位の走査方法では、光音響画像データ収集のための $\theta 1$ 方向の走査を行った後、超音波画像データ収集のための $\theta 1$ 方向の走査を行い、更に光音響画像データ収集のための $\theta 2$ 方向の走査を行う。このような動作を繰り返す走査単位の走査方法によれば、所定方向におけるデータ間の収集タイミングのズレが大幅に短縮されるため、特に動きの速い臓器あるいは血液が計測の対象の場合であっても同じ時相の計測が可能となる。

【 0 1 5 1 】

なお、図 1 3 (b ') は図 1 3 (b) の変形例であり、例えば光音響イメージングにおいて受信感度を改善するために送信の光量を増大させる場合には、生体安全確保のために単位時間当たりの照射回数を低減させる必要があるため、図 1 3 (b ') に示すように単位時間当たりの光音響イメージング法の走査数をパルスエコー法の走査数より低減させることが望ましい。

【 0 1 5 2 】

一方、図 1 3 (c) に示した光音響イメージング法の走査とパルスエコー法の走査を同

10

20

30

40

50

時に行う方法は、画像データ間の収集タイミングのズレがないため、上記走査単位の走査方法より更に動きの速い計測対象に対して正確な計測が可能となる。なお、この同時走査方法において、光音響イメージング法における音響波の周波数とパルスエコー法における超音波画像の周波数が同じ場合には、上記の2つの画像データは混合されて受信されるため、夫々をカラーによって識別して表示することは不可能となるが、信号処理部25のA/D変換器60の出力は、直接表示用画像メモリ63に保存すればよいため、画像データメモリA61および画像データメモリB62は削除でき、更に光音響画像データと超音波画像データの合成処理も不要となる。

【0153】

また、電気音響変換部13の変換素子54として2周波数プローブを用いることによって、同時走査方法においても光音響イメージング法とパルスエコー法の画像を識別して表示する。この2周波数プローブは特開昭61-100237号公報、あるいは特開昭62-39761号公報において記載されているように厚みの異なる2枚の変換素子54を接合することによって2種類の周波数の超音波を受信することができる。

【0154】

したがって、例えば、光音響イメージング法の音響波の周波数を1.5MHz、パルスエコー法の超音波の周波数を3MHzに設定することによって、これらの信号が同時に前記変換素子54によって受信されても、信号処理部22のフィルタ66によって弁別することによって光音響画像データと超音波画像データを独立に生成することが可能となり、更にカラーによって識別して表示部6のCRTモニタ65において表示することができる。

(第6の実施の形態)

第6の実施の形態は、上述した実施の形態の電気音響変換部に関する。図15(a)、図15(b)には本発明の第6の実施の形態に係る電気音響変換部の外観図を示している。図16には図15の電気音響変換部の平面図を示している。図15(a)には光透過性を有するPZNT単結晶を変換素子の圧電体に用いた例を示し、図15(b)には光透過性を有しないPZTセラムクスを変換素子の圧電体に用いた例を示している。

【0155】

図15(a)に示すように、光透過性を有する複数の圧電体81が一定の間隔を隔ててマトリクス状(2次元状)に配列される。近隣4個の圧電体81に囲まれたスペース各々には、光路83として例えば短い光ファイバが配置される。なお、光路83は、スキャン方向に関して隣り合う2個の圧電体81の間に配置されてもよい。圧電体81及び光路83の隙間には、圧電体81より高く、しかし光ファイバより低い光透過率を有する樹脂82が充填される。充填された樹脂82の硬化により、電気音響変換部は一体化される。

【0156】

ここで、中心周波数が1MHzであると仮定すると、圧電体81は幅が0.35mmで高さが0.58mmの直方体形状を有する。また、圧電体81は0.18mmの間隔を隔てて配置される。その場合、光路83は、例えば0.25mmの直径を有する。

【0157】

図16に示すように、スキャン方向に直交する方向に一系列に配された複数の圧電体81には光透過性を有する単一の電極パターン87が共通に形成される。単一の電極パターン87に共通に接続された複数の圧電体81は、実質的に単一の圧電振動子を構成する。

【0158】

上記光路83には、光ファイバ71が光学用接着剤で接続される。光ファイバ71を経由して導かれた光は、光路83を介して被検体に照射される。なお、圧電体81及び樹脂82は、光透過性を有している、すなわち電気音響変換部は、光の透過が可能な材料によって構成されているので、光ファイバ71を光路83に接続して光路83を介して光を出力する構造を採用しなくても、上述した図9乃至図12に示したいずれかの構造を採用することができる。

【0159】

(第7の実施の形態)

第 7 の実施の形態は、上述した実施の形態の電気音響変換部に関する。図 17 (a) , 図 17 (b) には本発明の第 7 の実施の形態に係る電気音響変換部の外観図を示している。本実施の形態の電気音響変換部には、複数の光ファイバ 9 3 がテープ材に一定の間隔で整然と配列された多心光ファイバテープ 8 8 が採用される。P Z N T 又は P Z T の複数の圧電体 9 0 が一列に配列される。各圧電体 9 0 の上下面にはそれぞれ電極が形成され、それにより圧電振動子が構成される。

【 0 1 6 0 】

各振動子の前方には音響整合層 8 9 が個別に貼り付けられ、背面にはバッキング材 9 1 が共通に貼り付けられる。配列された複数の振動子の電極は配線用フレキシブルプリント基板 (F P C) 9 2 により、配列と直交する向きに引き出される。2 セットの振動子アレイ 9 4 が、上記多心光ファイバテープ 8 8 を挟んで張り合わされる。このような多心光ファイバテープ 8 8 の採用は、光ファイバにより光透過性を備えた電気音響変換部の製造を簡易化する。

【 0 1 6 1 】

(第 8 の実施の形態)

第 8 の実施の形態は、上述した実施の形態の電気音響変換部に関する。図 18 (a) , 図 18 (b) には本発明の第 8 の実施の形態に係る電気音響変換部の外観図を示している。図 18 (a) に示すように、例えば 0 . 0 5 m m の厚さを有するフレキシブルプリント基板 (F P C) 9 7 には、その略中心部分を挟んでペアの信号側電極 9 8 が形成され、同様にペアのグラウンド側電極 9 9 が略中心部分を挟んで形成されている。このフレキシブルプリント基板 9 7 の略中心部分には、例えば 0 . 2 m m の直径を有する光ファイバ 1 1 0 が貼り付けられる。光ファイバ 1 1 0 を挟んで一方の側の信号側電極 9 8 とグラウンド側電極 9 9 とには P Z N T 又は P Z T を圧電体とする振動子 9 6 の信号側電極とグラウンド側電極とがそれぞれ A u スパッタ等により電氣的に接続される。光ファイバ 1 1 0 を挟んで他方の側にも同様に、F P C 9 7 の信号側電極 9 8 とグラウンド側電極 9 9 とには振動子 9 6 の信号側電極とグラウンド側電極とがそれぞれ A u スパッタ等により電氣的に接続される。

【 0 1 6 2 】

このように構成された複数の振動子板 1 1 1 は、図 18 (b) に示すように、スキャン方向に関して重ねられ、接着剤により一体に接着される。

【 0 1 6 3 】

本実施の形態によっても、第 7 実施の形態と同様に、光ファイバにより光透過性を備えた電気音響変換部の製造を簡易化することができる。

【 0 1 6 4 】

以上、本発明の実施の形態について述べてきたが、本発明は上記の実施の形態に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上記実施の形態において電気音響変換部 2 3 の変換素子 5 4 および光照射部 1 5 の光ファイバ 7 1 は平面状に配列したが、凸面状あるいは凹面状に配列してもよい。

【 0 1 6 5 】

また、表示部 6 において光音響画像と超音波画像は重畳表示する例を述べたが、光音響画像の重畳表示が超音波画像の観測を妨げる場合には、これら 2 つの画像は並べて表示してもよい。

【 0 1 6 6 】

更に、光音響画像データおよび超音波画像データの収集は、操作者の収集開始コマンドに基づいて行う方法を示したが、例えば光音響画像データの収集が終了したならば自動的に超音波画像データの収集に移行してもよい。

【 0 1 6 7 】

一方、本発明においては、光音響画像の表示範囲と超音波画像の表示範囲は一致させる必要はなく、例えば光音響画像において特定物質の分布が表示されている領域につき、超音波画像によって詳細に表示することが可能であり、この領域の選択は操作者が操作部 5

10

20

30

40

50

において入力する指示信号に基づいて操作制御部が行う方法が好適である。

【産業上の利用可能性】

【0168】

本発明は、生体内の光音響効果を用いて得られる生体情報の映像化（光音響イメージング法）において、操作性に優れたデータ収集システムを備え、更に、高いコントラスト分解能と空間分解能を有する画像データを生成することが可能な分野に利用可能性がある。

【符号の説明】

【0169】

1 ... 光送信部

2 ... 画像データ生成部

4 ... システム制御部

5 ... 操作部

6 ... 表示部

7 ... 被検体

11 ... 光源部

12 ... 光合波部

13 ... 光走査部

14 ... 導波部

15 ... 光照射部

21 ... レート信号発生部

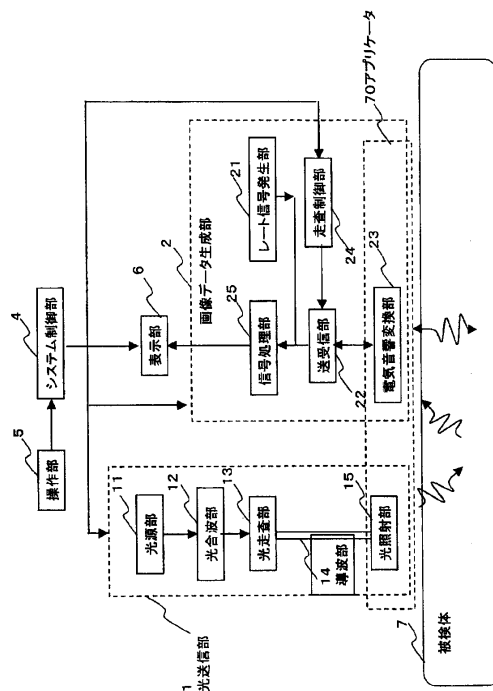
22 ... 送受信部

23 ... 電気音響変換部

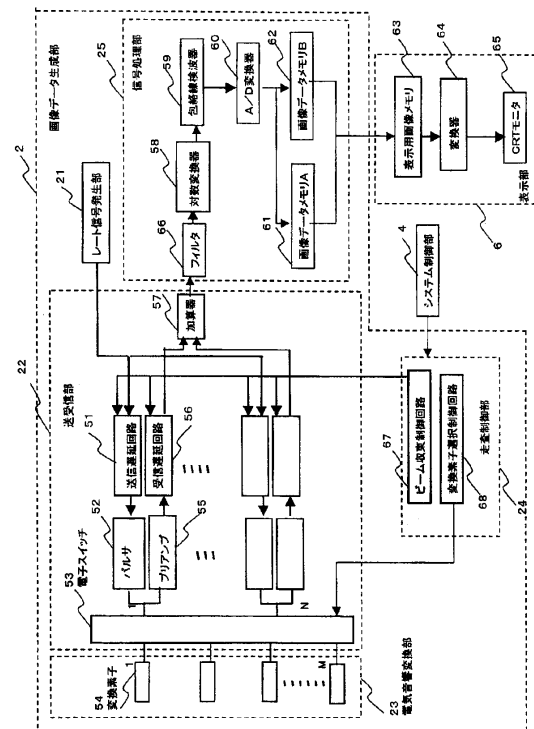
24 ... 走査制御部

25 ... 信号処理部

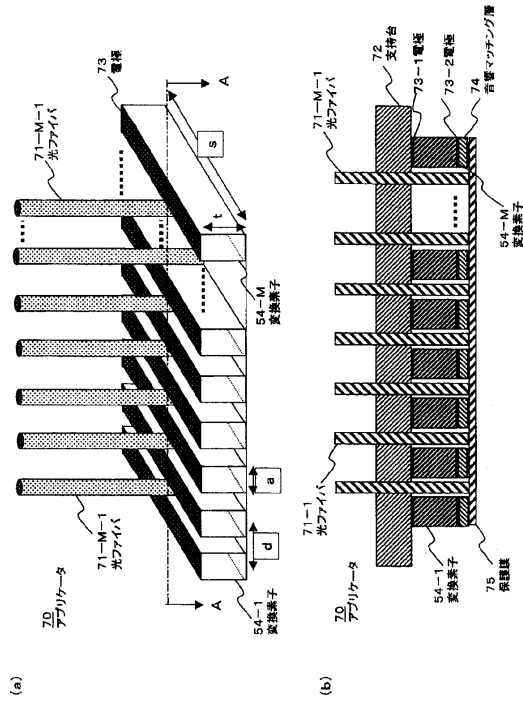
【図1】



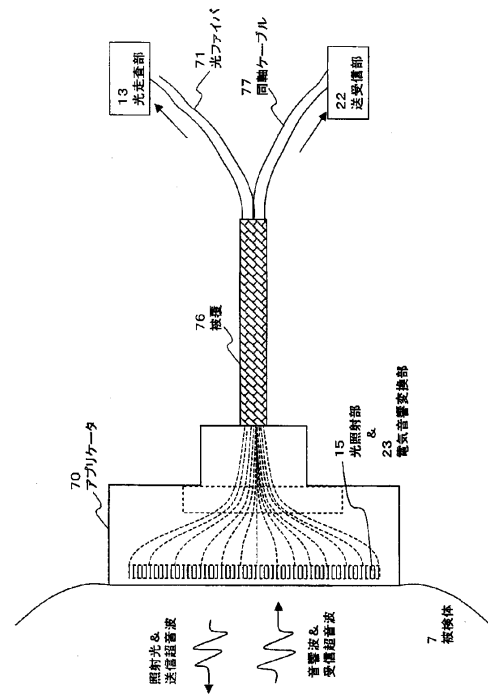
【図2】



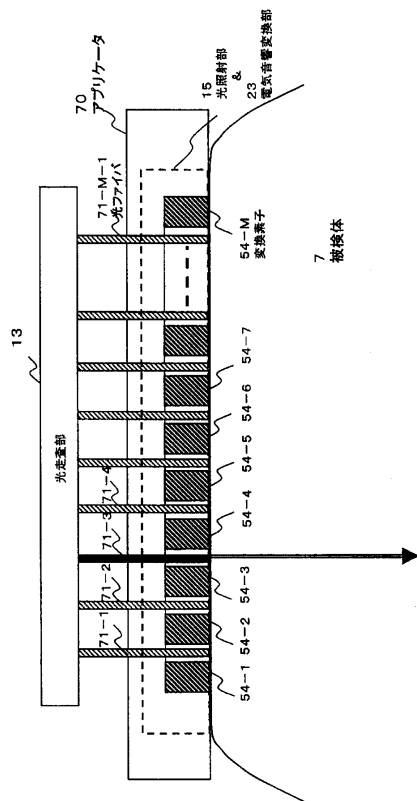
【図 3】



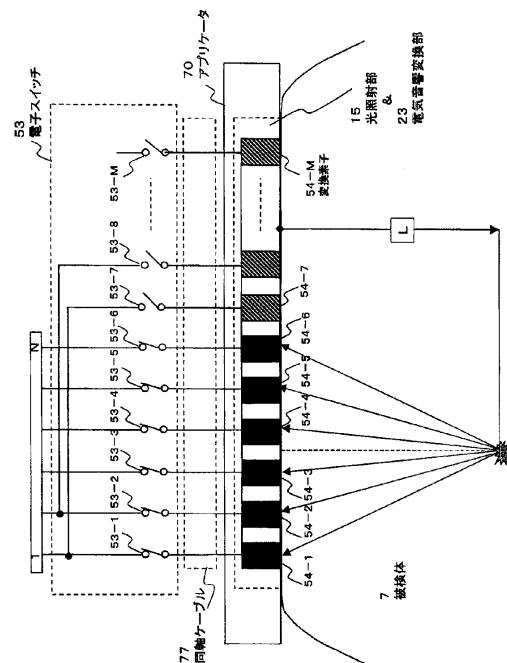
【図 4】



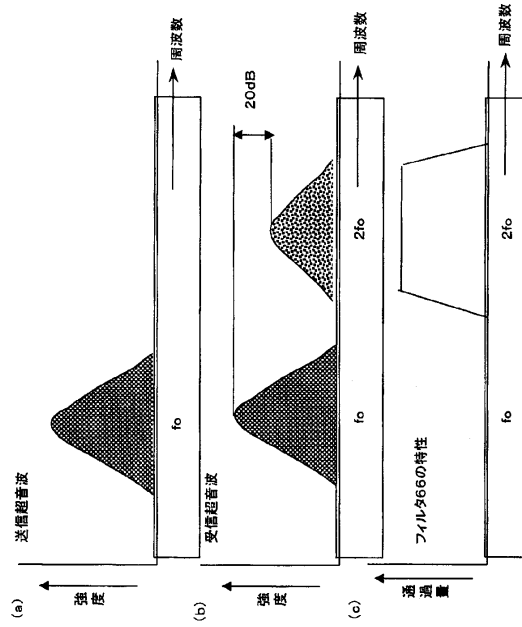
【図 5】



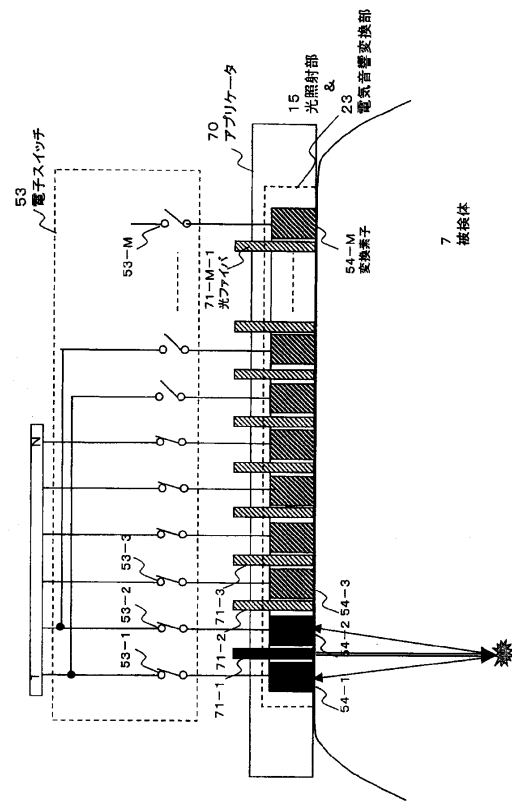
【図 6】



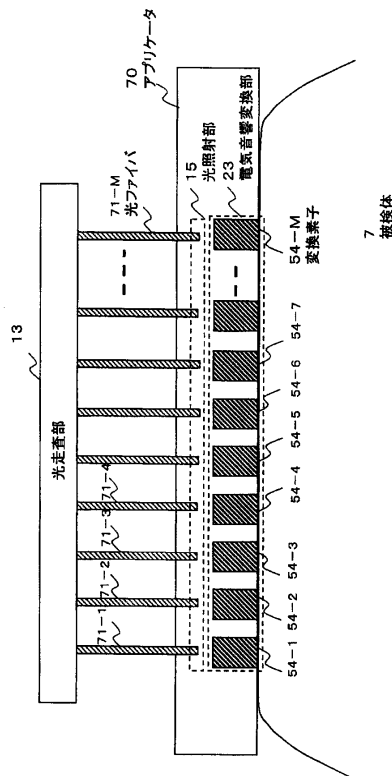
【図 7】



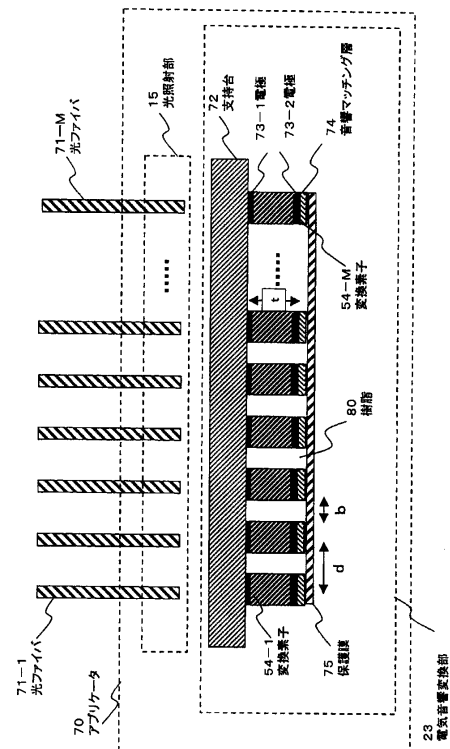
【図 8】



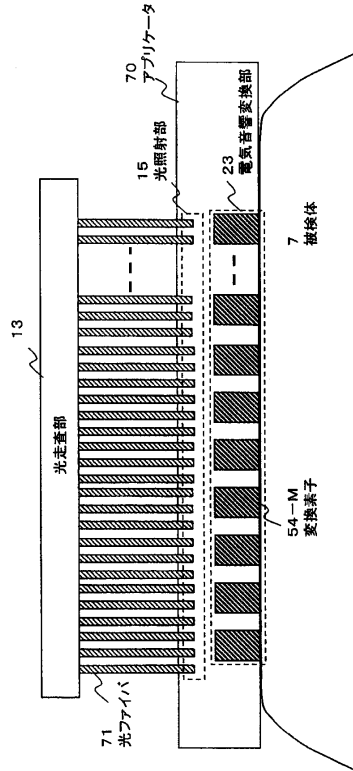
【図 9】



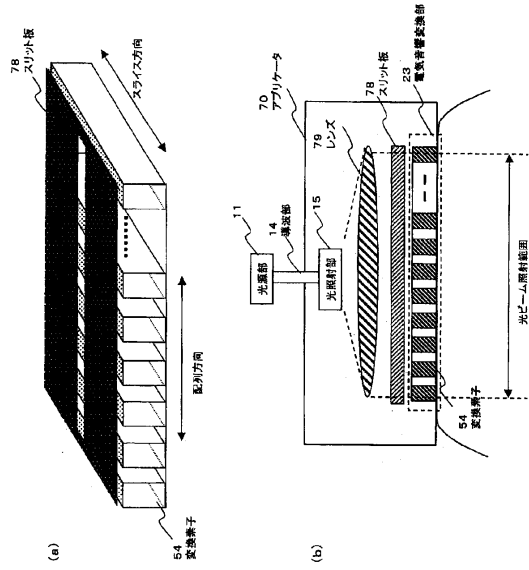
【図 10】



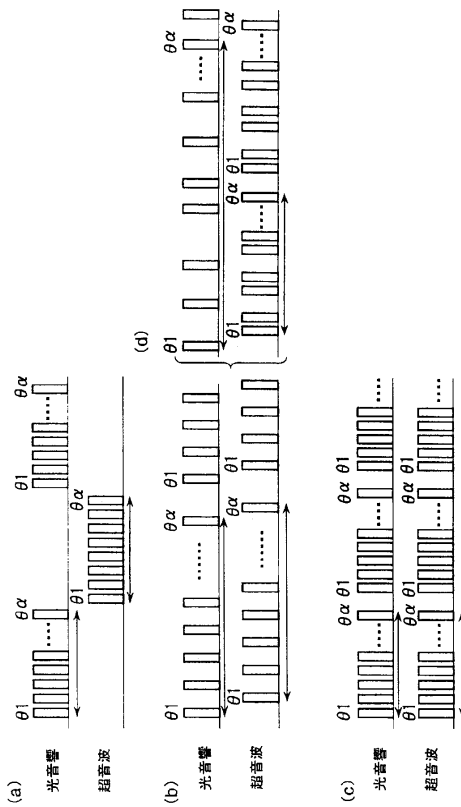
【図 1 1】



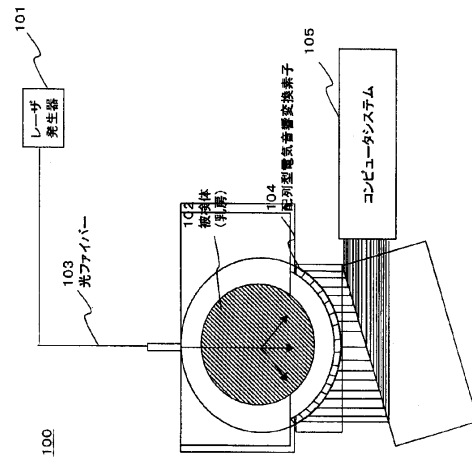
【図 1 2】



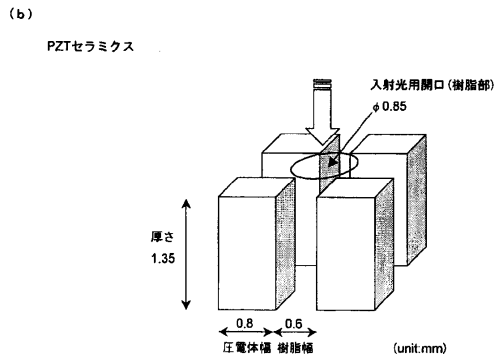
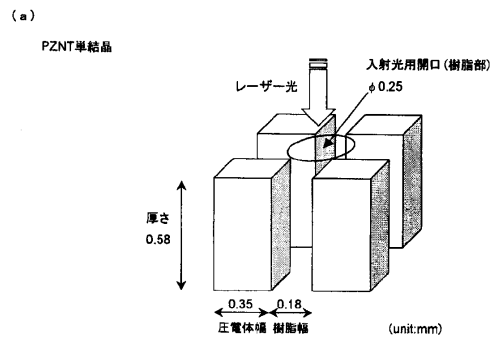
【図 1 3】



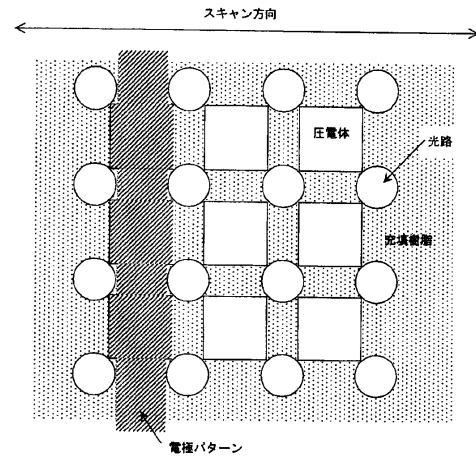
【図 1 4】



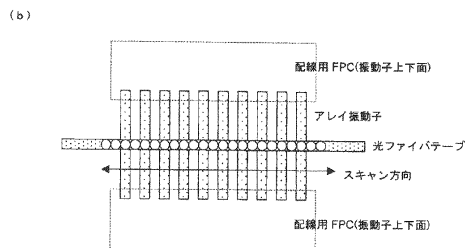
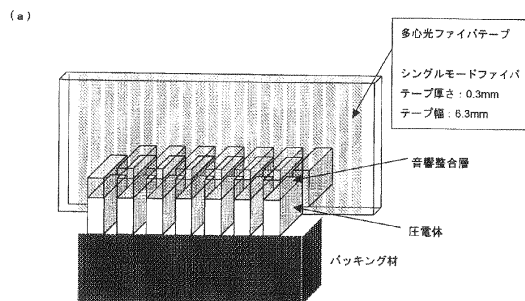
【図 15】



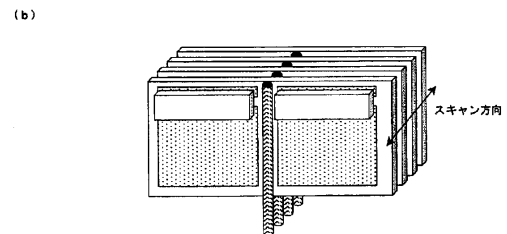
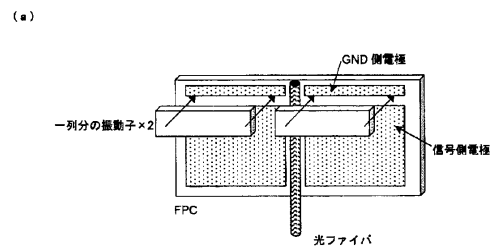
【図 16】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (72)発明者 金山 省一
栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 逸見 和弘
神奈川県川崎市幸区小向東芝町 1 番地 株式会社東芝研究開発センター内

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 国際公開第 0 2 / 0 1 5 7 7 6 (W O , A 1)
特開平 0 9 - 1 3 3 6 5 5 (J P , A)
特表 2 0 0 2 - 5 1 4 4 5 6 (J P , A)
特開平 0 6 - 2 9 6 6 1 2 (J P , A)
特表平 1 1 - 5 1 4 5 4 9 (J P , A)
特表 2 0 0 2 - 5 3 6 0 4 1 (J P , A)
特表 2 0 0 1 - 5 0 7 9 5 2 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 0 3 / 0 0 6 9 4 9 1 (U S , A 1)
米国特許第 0 6 2 1 2 4 2 1 (U S , B 1)
佐藤俊一、外 2 名、超音波法による医用モニタリング、診断技術、光学、日本、応用物理学会分
科会 日本光学会、2 0 0 1 年 1 0 月 1 0 日、第 30 巻、第 10 号、p658-662
J.Yang, et al., Non-contact optical fibre phased array generation of ultrasound for no
n-destructive evaluation of materials and processes, Ultrasonics, 米国, Ultrasonics,
1 9 9 3 年, vol.31 no.6, p.387-394

- (58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	生体情报映像装置		
公开(公告)号	JP5525787B2	公开(公告)日	2014-06-18
申请号	JP2009212033	申请日	2009-09-14
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	金山省一 逸見和弘		
发明人	金山 省一 逸見 和弘		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/13 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE08 4C601/DE16 4C601/EE09 4C601/GB03 4C601/JC20 4C601/KK24 4C601/LL33		
代理人(译)	中村诚 河野直树 冈田隆		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2010012295A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种生物体信息成像设备，其具有生物体信息成像设备的可操作性的、高对比度分辨率和空间分辨率。
 ZSOLUTION：该生物体信息成像装置包括：光学透射部分1，其用包含特定波长分量的光照射对象7；电声转换部分23接收由光传输部分1施加的光在对象7中产生的声波，并将声波转换为电信号；图像数据生成部分2，其基于由电声转换部分23获得的接收信号生成第一图像数据；电声转换部分23接收通过将超声波发送到对象7而获得的超声波反射信号，并将超声波反射信号转换成电信号；图像数据生成部分2，其基于由电声转换部分23获得的接收信号生成第二图像数据；显示部分6合成第一图像数据和第二图像数据并显示它们。
 Z

