

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4138009号
(P4138009)

(45) 発行日 平成20年8月20日 (2008. 8. 20)

(24) 登録日 平成20年6月13日 (2008. 6. 13)

(51) Int. Cl.

F I

GO 1 N 21/17 (2006. 01)
A 6 1 B 10/00 (2006. 01)GO 1 N 21/17 6 1 O
A 6 1 B 10/00 E

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願平10-509537
 (86) (22) 出願日 平成9年7月31日 (1997. 7. 31)
 (65) 公表番号 特表平11-514097
 (43) 公表日 平成11年11月30日 (1999. 11. 30)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB1997/000955
 (87) 国際公開番号 WO1998/006321
 (87) 国際公開日 平成10年2月19日 (1998. 2. 19)
 審査請求日 平成16年7月30日 (2004. 7. 30)
 (31) 優先権主張番号 96202284. 4
 (32) 優先日 平成8年8月14日 (1996. 8. 14)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレク
 トロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (72) 発明者 パパイオアノー, ディミトリオス
 オランダ国, 5 6 2 1 ベーアー アイン
 ドーフェン, フルーネヴァウツウェッハ
 1 番

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 境界効果を低下するために液体を用いる混濁状媒体の画像形成

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

混濁状媒体の画像を形成する装置であって、
 前記混濁状媒体を受けるホルダー、および前記混濁状媒体を照射する光源と、
 前記混濁状媒体から放射される光の強度を測定する光検出器と、
 測定強度から前記混濁状媒体の画像を得る処理ユニットと、
 前記混濁状媒体とその周囲との間の境界効果が有意に抑制される光学特性を有する液体適
 合媒体を有するように配置されたホルダーと、
 を有し、
 前記液体適合媒体の吸収特性は、中心波長付近の範囲に勾配を有し、前記範囲は、前記光
 源から生じる光の波長を含むことを特徴とする装置。

【請求項 2】

前記液体適合媒体は、色素又は散乱剤を有し、前記液体の吸収特性は、中心波長付近の範
 囲に勾配を有し、前記範囲は、前記光源から生じる光の波長を含むことを特徴とする請求
 項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記勾配について、前記範囲の始まりの波長の吸収率と前記範囲の終わりの波長の吸収率
 との間の比率は、約 3. 5であることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記光源は、レーザーを有することを特徴とする請求項 1、2 又は 3 の何れか一つに記載

10

20

の装置。

【請求項 5】

前記液体は、化粧用に市販されている懸濁状媒体を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

前記光源は、実質的に一定の強度を有する光を発生するように適合されていることを特徴とする請求項 1、2、3、4 又は 5 の何れか一つに記載の装置。

【発明の詳細な説明】

本発明は混濁状媒体の画像を形成する装置であって、混濁状媒体を受けるホルダーと、該混濁状媒体を照射する光源と、該混濁状媒体から発する光の強度を測定する光検出器と、
該測定された強度から混濁状媒体の画像を得る処理ユニットとからなる装置に関する。

本発明はまた、混濁状媒体の画像を形成する方法であって、複数の位置で光により混濁状媒体を照射し、複数の位置で該混濁状媒体から発する光の強度を測定し、該測定された強度から混濁状媒体の画像を得ることとからなる方法に関する。

この種の装置と方法は出願 WO 95/23961 号により知られている。この特許出願の範囲内で光源に関して、およそ 500 から 1000 nm の間の可視又は赤外領域にある波長を有する電磁気放射が意図される。公知の装置は生物学的組織の内部構造の画像形成に使用される。医療診断において、公知の装置は女性の胸部組織の内部構造の画像形成に使用される。例えば、腫瘍の成長は乳房組織の内部構造のかかる画像の内に局限される。公知の装置の欠点は混濁状媒体の内部構造の画像が該混濁状媒体の外部表面に沿った人工産物を含むことである。

画像上の境界効果を減少することにより混濁状媒体の外部表面に沿った人工産物を減少することが本発明の目的である。この結果、本発明に従う装置は、ホルダーが混濁状媒体とその周囲との間の境界効果が有意に減少される光学的特性を有する適合媒体からなるように調整されることを特徴とする。その結果、適合媒体と混濁状媒体の間の境界効果の欠如により光源と光検出器間の光子経路分布の等しい密度の輪郭は楕円状の形状に一致する。この出願の範囲内で、光子経路分布は、吸収物が特定のソースと検出器の組み合わせにかかるソースと光検出器の間の位置に置かれる時に、測定光に対する小さな吸収物の影響を表す。別の利点は、例えば平行板ジオメトリー若しくはファンビームジオメトリー等の多様な測定ジオメトリーにおける極端な強度差は打ち消される。適合媒体が無い場合、実質的に表面で光が損失されない、混濁状媒体がホルダー内にうまく収納される位置で測定された強度と、光の無視しえない部分が外部表面を横切って失われる混濁状媒体の外部表面近傍の位置で測定された強度との間に差が生じる。混濁状媒体と実質的に同一の光学パラメータを有する適合媒体の使用の結果、該強度差は減少されるので、光源と光検出器の間の光路は全ての位置において同様である。更に、適合されうる関連の光学パラメータは、例えば吸収パラメータ μ_a 及び適合媒体の輸送若しくは減少散乱パラメータ μ_s' である。吸収パラメータ μ_a 及び輸送若しくは減少散乱パラメータ μ_s' の記述は、とくに S. Feng 他多重散乱媒体中の光子移動経路分布のモンテカルロシミュレーション、SPIE, 第 1888 巻、1993 年のページ 78-89 に見ることができる。

本発明に従う装置の特定の実施例は、ホルダーが適合媒体である液体からなるように調整されることを特徴とする。その結果、適合媒体の形状は混濁状媒体と完全に適合されえ、適合媒体の光学パラメータは液体の光学パラメータの選択により適合されえた。

本発明に従う装置の特定の更なる実施例は、液体の吸収特性が中心波長の周囲の範囲内の傾きからなり、その範囲は光源により発生されるべき光の波長から成る。その吸収特性を有する液体に対し、液体の減衰係数は発生される光の波長を変えることにより混濁状媒体の異なる減衰係数の範囲と適合されうる。

本発明に従う装置の特定の更なる実施例は、該傾きに対し、約 3.5 の比がその範囲の始まりの第一波長に対する吸収とその範囲の終わりの第二波長に対する吸収との間にあることを特徴とする。かかる傾きからなる液体の吸収特性は、パテント ブルー V (Patent Blue V) (E131) 又はインディゴ カーマイン (Indigo Carmine) (E132) 又はインディゴ

10

20

30

40

50

mine) (E132) 等の色素の添加により得られうる。両方の色素は約 660 nm の中心波長付近の 10 nm の範囲内にある傾きからなる吸収特性を有する。

本発明に従う装置の特定の更なる実施例は、光源がレーザーからなることを特徴とする。レーザーの応用により、発生される光の波長は、例えばレーザーの動作温度の制御により、例えば約 10 nm からなる中心波長の付近の小さな範囲内で調整されうる。

本発明に従う装置の特定の更なる実施例は、光源が実質的に一定強度を有する光を発生するように調整されることを特徴とする。このことは、単純な光検出器及び低周波数の電子回路が装置内で使用されうるという効果を有する。混濁状媒体の画像形成用の幾つかの公知の装置において、変調された光源が採用され、そのため高価な光電子倍增管及び高い周波数の電子回路が混濁状媒体から発する光の検出に必要である。

本発明はまた、強度の測定の際に適合媒体が混濁状媒体と接して置かれ、該適合媒体は該混濁状媒体とその周囲との間の境界効果が大きく低下されるような光学特性を有することを特徴とする混濁状媒体の画像を形成する方法に関する。

本発明に従う方法の特定の実施例は、液体が適合媒体として使用されることを特徴とする。

本発明に従う方法の更なる実施例は、適合媒体の光学特性の混濁状媒体の光学特性との適合のために、色素が液体に添加されることを特徴とする。

その結果、適合媒体の光学特性は混濁状媒体の光学特性に対し容易に調整されえた。

本発明に従う方法の更なる実施例は、その方法が、調整された波長に対して液体の減衰係数が混濁状媒体のそれと実質的に等しくなるように、発生される光の波長が調整される更なる段階からなることを特徴とする。約 10 nm の小さな範囲内で発生される光の波長の調整により、液体の吸収は、例えば 3.5 の比率で変化されうる。その比率は異なる女性の胸部組織の減衰係数における広い範囲をカバーするのに十分である。

本発明に従う方法の更なる実施例は、化粧用に市販されている懸濁液が使用されることを特徴とする。適合媒体として、例えば乳液等の化粧用途用に市販されている懸濁液の使用の利点は、乳液が人体に対する有害な効果の無いことを徹底的に試験されており、調査される何れの者によっても容易に受け入れられうることである。

本発明のこれらの及び他の特徴は以下に開示される実施例に関して説明され、それから明らかである。

図面において：

図 1 は、均質な混濁状媒体中の光子経路分布を示す。

図 2 は、半無限の混濁状媒体中の光子経路分布を示す。

図 3 は、適合媒体の異なる特性に対する混濁状媒体中の光源と光検出器との間の多様な中心線を示す。

図 4 は、混濁状媒体の内部構造の画像を形成する乳房造影装置を示す。

図 5 は、ファンビーム ジオメトリーにより測定を実施する第一の型の乳房造影装置のホルダーを示す。

図 6 は、平行板ジオメトリーにより測定を実施する第二の型の乳房造影装置のホルダーを示す。

図 7 は、平行板ジオメトリーによる測定の光強度分布を示す。

図 8 は、パテント ブルー (Patent Blue) (E131) の吸収特性を示す。

図 9 は、インディゴ カーマイン (Indigo Carmine) (E132) の吸収特性を示す。

図 1 は例により、無限に均質な混濁状媒体 2 中の光源 1 と光検出器 3 の間の光子経路分布を示す。光子経路分布は混濁状媒体中の光の輸送を記述するために使用される。この記述は、特に S. Feng 他多重散乱媒体中の光子移動経路分布のモンテカルロシミュレーション、SPIE、第 1888 巻、1993 年のページ 78-89 から知られている。無限に均質な混濁状媒体 2 において、光源と光検出器間の光子経路分布中の等しい密度の外形は、図 1 の 5 により示される物のように、楕円状の形状に対応し、その主軸 4 は光子経路分布の中心線に一致する。光子経路密度関数は光源と光検出器の間のこの線にそって最高値に達

10

20

30

40

50

する。更に外側の屈曲線はより低い光子経路密度に対応する。

しかしながら、半無限媒体が使用され光源 1 及び光検出器 3 が境界表面 6 上でお互いから幾らかの距離で配置された場合、光子経路分布の形状は混濁状媒体を出る光子により歪まされる。図 2 は、半無限に混濁状媒体 2 中の歪まされた光子経路分布 7 を示す。図 2 に示されるように、歪まされた光子経路分布の中心線 4 は、光源 1 と光検出器 3 との間の結合線に関して、即ち混濁状媒体 2 の内部側に歪まされている。図 2 の符号 D_0 は、光子経路分布の中心線の偏向と光源 1 と光検出器 3 との間の結合線との間の距離を表す。本発明は、中心線 4 に影響するための混濁状媒体 2 の境界表面 6 に沿った適合媒体 8 の配置に関する。例えば、適合媒体 8 の反射係数、若しくは適合媒体の吸収係数と散乱係数との結合等の光学パラメータは、境界表面 6 を経て混濁状媒体 2 を出る光子の量に影響する。混濁状媒体中の光源 1 と光検出器 3 との間の光子経路分布 5 の形状はこうして変化する。図 3 は、境界表面 6 上の反射係数の異なる値 R_1 に対する中心線の位置の変化を説明する。図 3 に示されるように、光子経路分布の中心線は減少する反射係数のため境界表面から離れて歪まされる。図 3 において、結合線と中心線との間の距離は L を用いて表される。適合媒体 8 の反射係数がおおよそ 0 の値を有する場合、該距離 L は値 L_1 を有する。反射係数が 0 から 1 の間の範囲で固定値 R_1 を有する場合、該距離 L は $L_2 < L_1$ である値 L_2 を有する。反射係数が R から 1 の間の範囲で第二の固定値 R_2 を有する場合、該距離 L は $L_3 < L_2$ である値 L_3 を有する。反射係数がおおよそ 1 の値を有する場合、該距離 L はほぼ 0 になる。

本発明は、例として乳房造影装置 40 が示される図 4 に関して記述される。本発明に従う装置は乳房造影システムに対して記述されているが、人若しくは動物の体の他の部分の検査又は他の高い散乱性の物質の試験のためにもまた同様に使用されうる。装置は女性の胸部の組織内の不均質性を検出することが意図される。かかる不均質性の例は、悪性腫瘍の回りの増大された微小血管化若しくは高濃度の小さな血管である。本発明に従う装置は、癌が初期段階で、しかし例えば X 線等のイオン化放射による試験の危険に患者をさらすことなく発見されうるように、それらがとても小さい時にかかる異常を画像形成し検出するように配置される。

本発明に従う乳房造影装置は、混濁状媒体の部分を、そしてまた適合媒体を受けるように配置されるホルダー 45 が備わっている。乳房造影装置 40 はまた、光を発生する光源 42 と、混濁状媒体へ発する光を検出する光検出器 43 と、測定強度から画像を得る処理ユニット 41 と、画像表示のためのモニター 47 とからなる。発生された光は実質的に一定の強度又は増幅変調された強度の何れかと、例えば 500 と 1000 nm の間の範囲にある波長とを有する。光源は、例えば半導体レーザ又は発光ダイオードからなる。別の可能性は光源が、各半導体レーザが 500 と 1000 nm の間の間隔において異なる波長を有する幾つかの半導体レーザと、該半導体レーザのうちの一つを選択するための選択スイッチとからなることである。この配置は混濁状媒体の異なる光学特性に対する再生画像の最適なコントラストを得ることを可能にする。光検出器 43 は、出力ポート O_1 、 O_M 及び光学的導体 48 を経て混濁状媒体組織と結合される光を検出するために配置される。光検出器 43 は、例えば光学ポート O_1 、 O_N を経て光電子倍增管又は PIN ホトダイオード等からなる。光検出器に関する他の形態もまた可能である。例えば、出力ポート O_1 、 O_M のそれぞれが分離の光検出器に結合され、光検出器の出力が並行して測定される形態等である。特に、発生された光が実質的に一定の振幅を有するとき、低周波数の電子回路との組み合わせにおけるホトダイオードの使用は多数のホトダイオードが使用された場合の経済面での解決を提供する。

混濁状媒体の強度測定を実施するためにホルダー 45 は、ホルダー 45 上でお互いに関する位置が知られている第一の数 N の入力ポート I_1 、 I_N 及び第二の数 M の出力ポート O_1 、 O_M からなる。入力ポート I_1 、 I_N は光学的導体 S_1 、 S_N を経て、その入力 50 が光学的導体 51 を経て光源 42 と結合される入力選択ユニット 44 の出力に結合される。出力ポート O_1 、 O_M は光学的導体 D_1 、 D_N を経て、その出力 49 が光学的導体 48 を経て光検出器 43 と結合される出力選択ユニット 46 の入力に結合される

10

20

30

40

50

。実際には、256入力ポート及び256出力ポートが使用されうる。また128入力ポート及び128出力ポート等の他の数も可能である。出力ポートMの数は入力ポートNの数に等しい必要はないことが認められる。測定の間、入力ポート $I_1 \dots I_N$ は光源42に結合され、出力ポート $O_1 \dots O_M$ は光検出器43に結合される。特定の順番の起こる結合及び混濁状媒体中に照射される光は入力ポートを経る。混濁状媒体から発光する部分は出力ポート $O_1 \dots O_M$ 及び光学的導体 $D_1 \dots D_N$ を経て光検出器43に誘導され、測定強度は処理ユニット41により記憶される。

測定毎に、選択された入力ポート I_i から発生する光の強度は、処理ユニット41中に記憶されるように選択された出力ポート O_j で測定される。引続き、測定は実施され、光源と光検出器の全ての組み合わせが混濁状媒体に関して適合媒体の有効反射の第一の値 R_1 を用いて評価される。測定の実施後、強度値の配列は画像の再生のために利用可能である。続いて、処理ユニット41は測定強度から胸部組織の内部構造の画像を得ることが出来る。画像は引続きモニター47上に表示される。画像は射影再生を使用して測定強度から得られる。射影再生は特にX線評価断層撮影法及びA. K. Jainによる”画像処理の原理”、Prentice Hall, 1989年のページ439-441から知られている。本発明に従う乳房造影装置により形成された混濁状媒体の内部構造の画像の外部表面の近くの人工産物の減少は、ホルダー中の混濁状媒体の側の液体適合媒体の使用からなり、その液体適合媒体は、懸濁状媒体の平均光学パラメータと適度に適合する光学パラメータ μ_a 及び μ_s' を有する。適合媒体の光学パラメータが適合する光学パラメータを有することの指示は、再生画像中で混濁状媒体の強度が再生画像中の適合媒体の強度とほぼ等しい場合に見出されえた。

本発明に従う装置は、多様なジオメトリーを有する測定用に異なるタイプのホルダーを備えうる。そのホルダーは図5及び図6に関して記述される。

図5は、液体適合媒体を受容するように意図された乳房造影装置40のホルダーの例を示す。ホルダー50は乳房造影装置40中でのファン形状ビームジオメトリーによる測定の実施が意図される。ホルダー50は、液体適合媒体と女性の胸部部分を受容するためのボール形状若しくは円錐形状の部分51からなる。ボール形状部分の壁には、N個の入力ポートとM個の出力ポートが設けられ、該ポートは円形に配置されている。これは、円上に配置された入れた3つの入力ポート52と3つの出力ポート53を示す図5で説明される。実際、第一のタイプのホルダーは128若しくは256個の入力ポート及び出力ポートからなる。入力ポートと出力ポートの間隔は、画像再生のために既知である必要があり、好ましくは測定の実施の間は一定のままである。ホルダー50は、光学的導体により乳房造影装置と結合されうる。入力ポート $I_1 \dots I_N$ はその後、光学的導体 S_1 から S_N 及び入力選択ユニット44を経て光源42に結合されうる。出力ポート $O_1 \dots O_M$ は、光学的導体 D_1 から D_N 、出力選択ユニット46及び光学的導体48を経て光検出器43に結合されうる。測定の実施のために、入力ポートと出力ポートは、内部構造の二次元若しくは三次元の画像が測定強度から得られるように選択されうる。液体適合媒体の用途に対し、それは例えば脂質内溶液若しくは所謂乳液等の化粧用液から形成されうる。それら液体の光学パラメータ μ_a 及び μ_s' は、減少された境界効果を有する画像を得るために混濁状媒体の平均値 μ_a 及び μ_s' と適合されうる。胸部組織の平均光学パラメータ μ_a 及び μ_s' は分離された段階で決められうる。乳液の光学パラメータ μ_a 及び μ_s' は、希釈若しくは色素の添加により適合されうる。

液体の減衰係数を胸部組織の減衰係数と適合するために、液体中の色素若しくは散乱剤の濃度が調整されうる。その結果、吸収係数 μ_a と同じく散乱係数 μ_s' の両方が影響されて、減衰係数 $k = (3\mu_s' \mu_a)^{1/2}$ が調整されうる。更に、液体中の色素の濃度の決定のために、例えば脂質内の若しくは TiO_2 水の溶液等の水性溶液からなる液体の屈折率は胸部組織の屈折率と実質的に等しいことが推定される。実施条件下、波長 $\lambda = 660 \text{ nm}$ で散乱係数 $\mu_s' = 1.3 \text{ mm}^{-1}$ をもたらす散乱剤の濃度は、殆どの実験をカバーするのに十分であると解される。

液体の減衰係数を胸部組織の減衰係数と適合するために、本発明に従う方法は、660 nm

10

20

30

40

50

mの中心波長の付近の10nmの範囲にある傾きからなる吸収特性を有する色素の液体への添加と、適合された波長での色素の減衰係数が胸部組織の減衰係数と実質的に等しくなるような光源の波長の適合とからなる。発生される光の波長の適合は、レーザー42の動作温度の制御によりなされうる。液体に添加されうる色素は、例えばパテント ブルーV (Patent Blue V) (E131) 若しくはインディゴ カーマイン (Indigo Carmine) (E132) からなる。図8及び図9はパテント ブルー及びインディゴ カーマインそれぞれの吸収特性の例を示す。これらの色素はそれぞれ650及び700nm並びに620及び720nmの第一の波長と第二の波長との間の範囲の中にある傾きからなり、その傾きに対しその範囲の始まりでの第一の波長に対する吸収とその範囲の終わりでの第二の波長に対する吸収の間に約3.5の比率が存在する。

10

液体中の色素の濃度を定めるため、例が図8に対して作られる。図8から、固定された濃度のパテント ブルーからなる液体に対する吸収係数が、660nmの中心波長に関して+10若しくは-10nmの波長の変化に対して、係数3.6により変化されることが誘導される。その結果、液体の減衰係数の変化の割合は、 $(3.6)^{1/2} = 1.9$ 程度となりうる。液体の減衰係数の変化のかかる範囲は、異なる女性の胸部組織の減衰係数の変化の範囲をカバーするのに十分である。異なる女性の胸部組織の減衰係数の例は表1に示される。

表1は異なる胸部のサイズを有する40から58才の数名の女性に対する3つの異なる波長での減衰係数を示す。本発明に従い液体中の色素の濃度は図8の適用によって決定されうる。例えば $c = 4.8 \text{ mg/L}$ の与えられた濃度に対し、吸収Aは図8から誘導され、固定された波長とサンプルの厚さ $d = 10 \text{ mm}$ に対して、 $A = \alpha$ に等しいことが見出される。650、660及び670nmの波長に対し、吸収Aはそれぞれ0.5、0.32、0.14であることが見出される。色素の吸収係数 μ_a はその後、 $\mu_a^{\text{dye}} = A \log(10) / d = 0.23026 A$ として、与えられた濃度cに対して決められうる。表1から660nmの波長に対する胸部組織の平均減衰係数が決められ、例えば $k = 120 \text{ m}^{-1} = 0.120 \text{ mm}^{-1}$ の値である。 μ_s' が 1.3 mm^{-1} で $k = (3\mu_s' + \mu_a)^{1/2}$ の場合に対し、吸収は $\mu_a = \mu_a^{\text{H}_2\text{O}} + \mu_a^{\text{dye}} = 3.7 \times 10^{-3} \text{ mm}$ であることが見出される。660nmの波長で、 H_2O の吸収係数 $\mu_a^{\text{H}_2\text{O}}$ は $6.1 \times 10^{-4} \text{ mm}^{-1}$ の値を有する。そのため、色素の吸収係数 μ_a^{dye} は $3.1 \times 10^{-3} \text{ mm}^{-1}$ の値を有する。色素の濃度はその後、 $c = 4.8 \times \mu_a^{\text{dye}} / 0.23026 A = 0.20 \text{ mg/l}$ により算出されるが、ここでAは色素の吸収を表し、図8から得られうる。660nmの波長で色素の吸収は0.32に等しい。

20

30

本発明に従う方法の利点は、固定された濃度の単一の液体のストックが、異なる濃度の幾つかの液体を有するストックの代わりに異なる女性による実験に対して使用されうることである。更なる利点は適合工程が各実験に対して処理ユニットにより自動的に行なわれうることである。

乳房造影装置40での使用に適する別のホルダーは、例えば混濁状媒体上の平行板ジオメトリーにより測定を実施するためのホルダーである。図6はかかるホルダー64の平面図である。ホルダーは女性の胸部67の回りに配置される二つの実質的に平行な透明板65、66からなる。これはおよそ6cmのスラブ厚を有する平行板ジオメトリーの画像をもたらし。胸部は板65、66により、中外側若しくは頭尾方向に圧せられうる。ホルダー64の第一の板65は、光学的導体 S_1 から S_N の結合のための複数のN個の入力ポート $I_1, \dots, I_N$ からなり、他の透明板66は光学的導体 $D_1, \dots, D_M$ の結合のための第二の数のM個の出力ポートからなる。光学的導体 $S_1, \dots, S_N, D_1, \dots, D_M$ は入力選択ユニット44及び出力選択ユニット46とそれぞれ結合されうる。板の間及び胸部の側は液体適合媒体68で満たされる。実質的に完全な光学的適合は、光学パラメータ μ_a 及び μ_s' 胸部組織の平均光学パラメータ μ_a 及び μ_s' に一致する液体適合媒体68を使用することにより得られる。

40

本発明に従う液体適合媒体の使用のさらなる利点は、胸部と適合媒体との間の遮蔽により光強度分布上に及ぼされた効果は平行板ジオメトリー若しくはファンビームジオメトリー

50

による測定中で実質的に修正されえ；更に、胸部の形状による押しつけに従う光源と光検出器との間の胸部中のより短い光路によって増大された強度に対して補正することが出来る。このことは図 7 に関する平行板ジオメトリーによる測定で説明される。図 7 は適合媒体を使用すること無く胸部上でなされた平行板ジオメトリーによる測定の強度曲線 7 1 を示す。末端 7 2, 7 3 の近くで、強度曲線 7 1 は強度曲線のほぼ中間に置かれた位置に対してずれを示す。末端 7 2, 7 3 はホルダー 4 4 中の乳房 6 7 の境界がガラス板 6 5, 6 6 に隣接しない位置 6 9, 7 0 にほぼ一致する。強度増加は、乳房内の該地点 6 9, 7 0 の近くでは光源と光検出器との間の光路が、乳房がガラス板 6 5, 6 6 に隣接する領域内の光源と光検出器との間の光路より短いことによる。強度の違いのため、画像再生の後に曲線の末端 7 2, 3 の近くの強度の乱れ 7 4, 7 5 を検出することは困難である。適合媒体の使用は、純粋な変化がより良好に検出されうるように、強度分布もまた均一にする。適合媒体による均一化の結果は均一曲線 7 6 により表される。液体適合媒体の使用はまた、乳房とホルダーとの間の機械的適合の利点ももたらし、この適合の結果、胸部のサイズ及び胸部の形状に関する差異は容易に補正されうる。

別の可能性は、液体適合媒体からなる合成物質のバッグの使用である。このバッグはホルダーと胸部の間に置かれ、それが液体の損失を回避し、検査される女性にとってより心地良くなりうるという利点を有する。

別の可能性は、胸部の肌と液体との直接の接触を避けるために液体と胸部の間に配置された合成物質の薄いシートの使用である。こうして液体は多数回使用されうる。

表 I : 異なる胸部のサイズを有する40から58才の有志者に対する
3つの波長での胸部に対する光学的減衰係数 k

$\kappa \text{ (m)}^{-1}$			$\lambda = 660 \text{ nm}$		$\lambda = 780 \text{ nm}$		$\lambda = 920 \text{ nm}$	
#	年齢	カップ	L	R	L	R	L	R
1	54	B80	105	111	91	96	168	157
7	48	A75	125	121	117	112	180	182
9	50	C80	101	100	88	88	156	149
10	57	B80	111	104	94	88	152	147
11	55	B80	96	92	81	79	146	142
12	58	B80	108	99	91	88	156	149
14	52	D80	124	115	103	94	151	146
15	50	B75	120	123	99	100	157	155
17	50	A75	120	117	100	101	159	158
18	54	B75	95	91	78	78	152	151
19	47	A70	145	139	130	122	173	168
20	40	B75	163	154	139	138	167	181
21	45	B80	129	129	113	115	161	160
22	46	B85	105	101	97	91	162	154
28	47	B80	99	85	83	82	150	156
30	53	B85	89	84	78	77	152	157

10

20

30

【図 1】

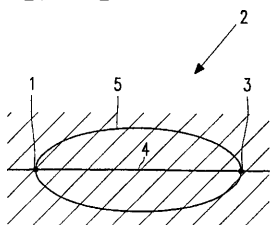


FIG. 1

【図 2】

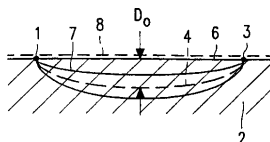


FIG. 2

【図 3】

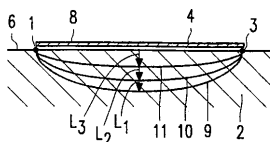


FIG. 3

【図 4】

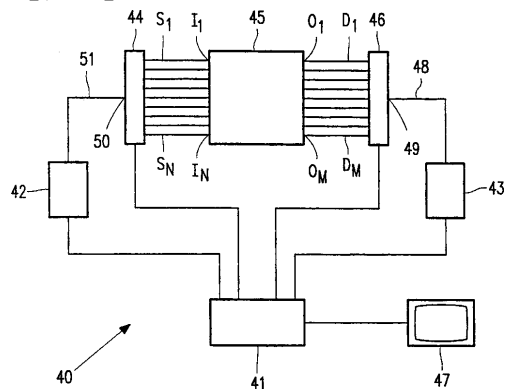


FIG. 4

【図 5】

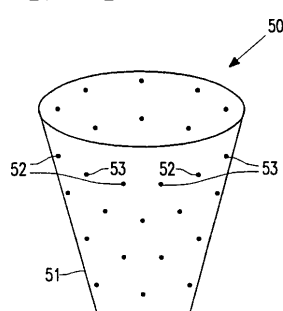


FIG. 5

【図 6】

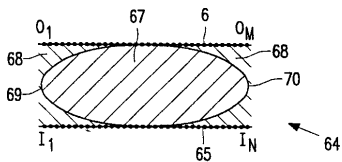


FIG. 6

【図 7】

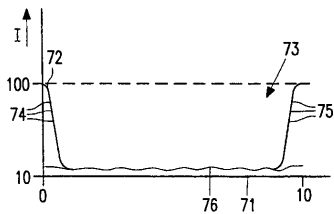


FIG. 7

【図 8】

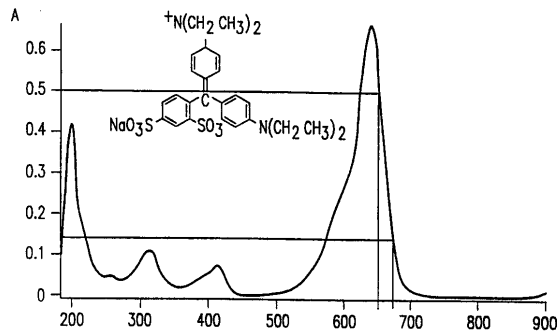


FIG. 8

【図 9】

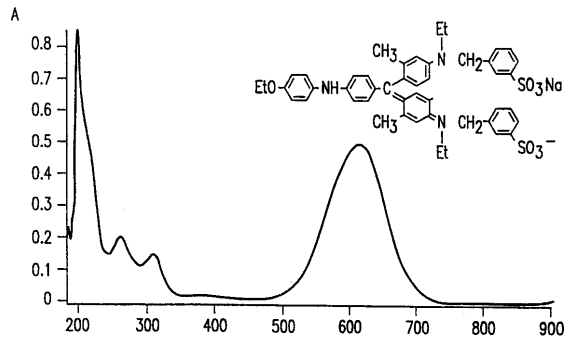


FIG. 9

フロントページの続き

- (72)発明者 テー ホーフト, ゲルト ヴェー
オランダ国, 5 6 2 1 ベーアー アインドーフエン, フルーネヴァウツウエッハ 1 番
- (72)発明者 ヴァン デア マルク, マルティヌス ベー
オランダ国, 5 6 2 1 ベーアー アインドーフエン, フルーネヴァウツウエッハ 1 番

審査官 遠藤 孝徳

- (56)参考文献 国際公開第94/16615 (WO, A1)
特表平6-506127 (JP, A)
特表平11-514096 (JP, A)
国際公開第95/23961 (WO, A1)
米国特許第4015836 (US, A)
米国特許第3963933 (US, A)
特開平7-159320 (JP, A)
特開平6-221913 (JP, A)
特開平6-129984 (JP, A)
米国特許第3973126 (US, A)
Shechao Feng, Fanan Zeng, and Britton Chance, "Monte Carlo Simulations of Photon Migration Path Distributions in Multiple Scattering Media", SPIE, The International Society for Optical Engineering, 1993年 1月17日, 第1888巻, p. 78-89
- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
G01N 21/17 - 21/61
A61B 10/00
JSTPlus(JDreamII)
JST7580(JDreamII)