

(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2017-38917

(P2017-38917A)

(43) 公開日 平成29年2月23日 (2017.2.23)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/13 (2006.01)F I
A 6 1 B 8/13テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2016-116259 (P2016-116259)
 (22) 出願日 平成28年6月10日 (2016.6.10)
 (31) 優先権主張番号 特願2015-162132 (P2015-162132)
 (32) 優先日 平成27年8月19日 (2015.8.19)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(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 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
 (74) 代理人 100155871
 弁理士 森廣 亮太

最終頁に続く

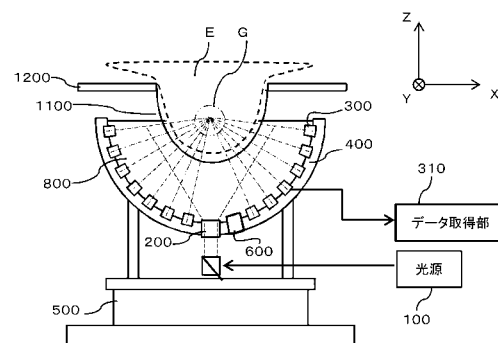
(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置

(57) 【要約】

【課題】光音響イメージングを行う間に被検体の形状に変化がある場合でも、被検体の特性情報を精度よく取得する技術を提供することにある。

【解決手段】本発明の被検体情報取得装置は、光源と、被検体からの光音響波を受信して電気信号を出力する複数の変換素子を支持する支持体と、支持体に設けられ、被検体の画像を取得する撮像部と、被検体と前記支持体との相対位置を変化させる走査部と、被検体と支持体との第一の相対位置において取得された電気信号に基づいて、被検体内部の第一の特性情報を取得するとともに、第一の相対位置と異なる第二の相対位置において取得された電気信号に基づいて、被検体内部の第二の特性情報を取得する特性情報取得手段と、第一の特性情報と第二の特性情報との間の被検体内における位置ずれを、被検体の位置情報に基づいて補正する補正手段を有する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光を発生させる光源と、
前記光が被検体に照射されることにより発生する音響波を受信して電気信号を出力する複数の変換素子と、
前記複数の変換素子を支持する支持体と、
前記支持体に設けられ、前記被検体の画像を取得する撮像部と、
前記被検体と前記支持体との相対位置を変化させる走査部と、
前記被検体と前記支持体との第一の相対位置において取得された電気信号に基づいて、前記被検体内部の第一の特性情報を取得するとともに、前記第一の相対位置とは異なる、前記被検体と前記支持体との第二の相対位置において取得された電気信号に基づいて、前記被検体内部の第二の特性情報を取得する特性情報取得手段と、
前記第一の特性情報と前記第二の特性情報との間の、前記被検体内における位置ずれを、前記被検体の位置情報に基づいて補正する補正手段と、
を有することを特徴とする被検体情報取得装置。

10

【請求項 2】

前記位置情報は、前記被検体の体動を表す情報であることを特徴とする請求項 1 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 3】

前記支持体と前記被検体の間には音響マッチング材が配置されていることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の被検体情報取得装置。

20

【請求項 4】

前記撮像部は、複数の前記相対位置のそれぞれで得られた前記画像の間で前記被検体の特徴点を比較して前記位置情報を取得することを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 5】

前記特徴点は、マーカまたは前記被検体の特徴的な構造物であることを特徴とする請求項 4 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 6】

前記支持体には、前記少なくとも一部の變換素子の受信感度の高い方向が集まる領域に、前記被検体内部の特性情報が高い精度で得られる高感度領域が形成されるように前記變換素子が配置され、
前記特性情報取得手段は、それぞれの前記相対位置において前記高感度領域で得られた前記特性情報の重ね合わせを行うことを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

30

【請求項 7】

前記特性情報取得手段は、前記重ね合わせのときに、前記被検体の前記位置情報に基づいた補正を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 8】

前記支持体は半球状の容器であり、前記撮像部は前記半球の極に配置された少なくとも 1 台のカメラであることを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

40

【請求項 9】

光を発生させる光源と、
前記光が被検体に照射されることにより発生する音響波を受信して電気信号を出力する複数の変換素子と、
前記複数の變換素子を支持する、前記被検体と間隔をおいて配置された支持体と、
前記支持体に設けられ、前記被検体の外観の画像を取得する撮像部と、
前記被検体と前記支持体との相対位置を変化させる走査を行う走査部と、

50

前記走査中における複数の前記相対位置において、前記撮像部が取得する前記画像に基づいて、前記被検体の位置情報を取得する位置情報取得手段と、

前記電気信号および前記位置情報に基づいて前記被検体内部の特性情報を取得する特性情報取得手段と、

を有することを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項 10】

複数の前記相対位置で得られた前記電気信号に補正を行うモードで動作することが可能である

ことを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 11】

前記電気信号に対する補正は、前記音響波の遅延時間、前記変換素子の感度、および、前記音響波の音速のうち、少なくとも一つのパラメータの補正である

ことを特徴とする請求項 10 に記載の被検体情報取得装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体情報取得装置に関する。

【背景技術】

【0002】

レーザーなどの光源から生体などの被検体に光を照射し、入射した光に基づいて得られる被検体内の情報を画像化する光イメージング装置の研究が医療分野で積極的に進められている。この光イメージング技術の一つとして、光音響イメージング (Photoacoustic Imaging: PAI) がある。光音響イメージングでは、光源から発生したパルス光を被検体に照射し、被検体内で伝搬・拡散したパルス光のエネルギーを吸収した被検体組織から発生する光音響波 (一般的には超音波) を受信し、その受信信号に基づき被検体情報をイメージング (画像化) する。

【0003】

光音響イメージングにおいて、腫瘍などの対象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検出するために、被検体組織に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に発生する弾性波 (光音響波) を探触子で受信する。この受信信号を数学的に解析処理することにより、被検体内の情報、特に、初期音圧分布、光エネルギー吸収密度分布、あるいは吸収係数分布などを取得できる。

【0004】

これらの情報は、被検体内の特定物質、例えば、血液中の酸素飽和度などの定量的計測にも利用できる。近年、この光音響イメージングを用いて、小動物の血管像をイメージングする前臨床研究や、この原理を乳がんなどの診断に応用する臨床研究が積極的に進められている (非特許文献 1)。

【0005】

特許文献 1 には、半球上に音響センサが配置された探触子を用いて光音響イメージングを行う光音響装置が記載されている。この探触子によれば、特定の領域 (高感度領域) で発生した光音響波を高い感度で受信できるので、特定の領域における被検体情報の分解能も高くなる。また、特許文献 1 には、この探触子のある平面内で走査し、次に走査平面に垂直な方向に探触子を移動させて別の平面内で走査し、このような走査を複数回行うことが記載されている。特許文献 1 に記載された走査方法により、広い範囲で分解能の高い被検体の機能情報を取得できる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2012 - 179348 号公報

【非特許文献】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

【非特許文献 1】"Photoacoustic Tomography: In Vivo Imaging From Organelles to Organs", Lihong V.Wang, Song Hu, Science 335,1458(2012)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

しかしながら、被検体が生体の場合、呼吸などにより体動が発生する。特許文献 1 に記載された走査方法において体動が生じた場合には、探触子が移動している間に、被検体と探触子の相対位置関係が想定から外れる。その結果、再構成の精度に影響を及ぼす可能性がある。特に、広い範囲で分解能の高い被検体の機能情報を得るために、複数回の走査で得られた各々の高感度領域を繋ぎ合わせてボリューム情報を得る場合に体動が起きると、高感度領域の繋ぎ合わせで位置ずれが発生してしまい、その部分の分解能が低下する。また、体動以外の要因で被検体形状が変化する場合も同様の問題がある。

10

【 0 0 0 9 】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものである。その目的は、光音響イメージングを行う間に被検体の形状に変化がある場合でも、被検体の特性情報を精度よく取得する技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

光が発生させる光源と、
前記光が被検体に照射されることにより発生する音響波を受信して電気信号を出力する複数の変換素子と、
前記複数の変換素子を支持する支持体と、
前記支持体に設けられ、前記被検体の画像を取得する撮像部と、
前記被検体と前記支持体との相対位置を変化させる走査部と、
前記被検体と前記支持体との第一の相対位置において取得された電気信号に基づいて、前記被検体内部の第一の特性情報を取得するとともに、前記第一の相対位置とは異なる、前記被検体と前記支持体との第二の相対位置において取得された電気信号に基づいて、前記被検体内部の第二の特性情報を取得する特性情報取得手段と、
前記第一の特性情報と前記第二の特性情報との間の、前記被検体内における位置ずれを、前記被検体の位置情報に基づいて補正する補正手段と、
を有することを特徴とする被検体情報取得装置である。

20

30

【 0 0 1 1 】

本発明はまた、以下の構成を採用する。すなわち、
光が発生させる光源と、
前記光が被検体に照射されることにより発生する音響波を受信して電気信号を出力する複数の変換素子と、
前記複数の変換素子を支持する、前記被検体と間隔をおいて配置された支持体と、
前記支持体に設けられ、前記被検体の外観の画像を取得する撮像部と、
前記被検体と前記支持体との相対位置を変化させる走査を行う走査部と、
前記走査中における複数の前記相対位置において、前記撮像部が取得する前記画像に基づいて、前記被検体の位置情報を取得する位置情報取得手段と、
前記電気信号および前記位置情報に基づいて前記被検体内部の特性情報を取得する特性情報取得手段と、
を有することを特徴とする被検体情報取得装置である。

40

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、光音響イメージングを行う間に被検体の形状に変化がある場合でも、被検体の特性情報を精度よく取得する技術を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 1 3 】

【図 1】本発明に係る光音響装置の構成を表す図。

【図 2】本発明に係る光音響装置の接続を示す図。

【図 3】変換素子の感度特性を表す図。

【図 4】支持体 4 0 0 を上面から見た図。

【図 5】実施例 1 に係る光音響装置の被検体の位置情報を取得する工程を示す図。

【図 6】高感度領域 G の移動領域を示す図。

【図 7】複眼カメラを用いた特徴点の距離を算出する方法を示す図。

【図 8】X Z 平面における高感度領域 G の移動の推移を示した図。

【図 9】実施例 2 に係る単眼カメラを用いた特徴点の距離を算出する方法を示す図。

【図 1 0】実施例 3 に係る単眼カメラを用いたパターン光投影法の構成を示した図。

【図 1 1】実施例 4 に係る被検体の情報を取得する工程を示す図。

【図 1 2】実施例 4 に係るオフライン処理の工程を示す図。

【図 1 3】実施例 4 に係る位置補正について説明する図。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 4 】

以下に図面を参照しつつ、本発明の好適な実施の形態について説明する。ただし、以下に記載されている構成部品の寸法、材質、形状およびそれらの相対配置などは、発明が適用される装置の構成や各種条件により適宜変更されるべきものである。よって、この発明の範囲を以下の記載に限定する趣旨のものではない。

【 0 0 1 5 】

本発明は、被検体から伝播する音響波を検出し、被検体内部の特性情報を生成し、取得する技術に関する。よって本発明は、被検体情報取得装置またはその制御方法、あるいは被検体情報取得方法や信号処理方法として捉えられる。本発明はまた、これらの方法を C P U やメモリ等のハードウェア資源を備える情報処理装置に実行させるプログラムや、そのプログラムを格納した記憶媒体としても捉えられる。

【 0 0 1 6 】

本発明の被検体情報取得装置には、被検体に光（電磁波）を照射することにより被検体内で発生した音響波を受信して、被検体の特性情報を画像データとして取得する光音響効果を利用した装置（光音響装置）を含む。本発明により取得される特性情報は、光エネルギーの吸収率を反映した値である。例えば、光照射によって生じた音響波の発生源、被検体内の初期音圧、あるいは初期音圧から導かれる光エネルギー吸収密度や吸収係数などは、「光吸収に基づく特性情報」や「被検体内部の光学特性値」とも言える。特性情報はまた、組織を構成する物質の濃度関連情報を含むものであり、機能情報とも呼ばれる。

【 0 0 1 7 】

濃度関連情報は、複数波長分の光吸収に基づく特性情報を用いて求められる、被検体内に存在する物質の濃度に関係する値を含む。具体的には、酸素飽和度、酸素飽和度に吸収係数等の強度を重み付けした値、トータルヘモグロビン濃度、オキシヘモグロビン濃度、デオキシヘモグロビン濃度などである。さらに、濃度関連情報は、グルコース濃度、コラーゲン濃度、メラニン濃度、脂肪や水の体積分率などでもよい。また、被検体内の各位置の濃度関連情報に基づいて、2 次元または 3 次元の特性情報分布が得られる。分布データは画像データとして生成され得る。光学特性値に関する分布や濃度関連情報の分布は、特性情報値分布である。

【 0 0 1 8 】

本発明の被検体情報取得装置には、被検体に音響波を送信し、被検体表面や内部で反射した音響波（エコー波）を受信して、被検体の特性情報を画像データとして取得する超音波エコー装置を含む。この場合の特性情報は、被検体内の音響インピーダンスを反映した情報であり、形態情報とも呼ばれる。

【 0 0 1 9 】

本発明でいう音響波とは、典型的には超音波であり、音波、音響波と呼ばれる弾性波を

10

20

30

40

50

含む。探触子等により音響波から変換された電気信号を音響信号とも呼ぶ。ただし、本明細書における超音波または音響波という記載は、それらの弾性波の波長を限定する意図ではない。光音響効果により発生した音響波は、光音響波または光超音波と呼ばれる。光音響波に由来する電気信号を光音響信号とも呼ぶ。

【0020】

以下の実施形態における光音響装置は、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を主な目的とする。よって被検体としては生体の一部、具体的には人や動物の一部（乳房、臓器、循環器、消化器、骨、筋肉、脂肪等）が想定される。検査対象の物質としては、ヘモグロビン、グルコース、また、体内に存在する水、メラニン、コラーゲン、脂質などを含む。さらには、体内に投与されたICG（インドシアニン・グリーン）等の造影剤等、光の吸収スペクトルが特徴的な物質であればよい。

10

【0021】

[実施例1]

<基本構成>

図1は、本実施例における光音響装置の概略図である。この装置は、光音響効果により発生した光音響波の受信信号に基づいて被検体Eの光学特性などの情報（機能情報）を取得する。また、図2は、本実施例における光音響装置の内部構成を示した図である。図1、図2に示すように、装置は基本的な構成要素として、光源100、光学系200、変換素子300、データ取得部310、支持体400、走査部500、カメラ部600、情報処理装置700、を備える。装置はまた、表示部としてのディスプレイ900、入力部1000、形状保持部1100、取り付け部1200を備えても良い。以下、光音響装置の各構成および測定に用いる構成について説明する。

20

【0022】

（被検体）

測定の対象物である検体Eとして例えば、生体の乳房や手足などの部位、あるいは装置の調整などに用いる生体の音響特性と光学特性を模擬したファントムが挙げられる。音響特性とは具体的には音響波の伝搬速度および減衰率である。光学特性とは具体的には光の吸収係数および散乱係数である。被検体Eにおける、光吸収係数の大きい光吸収体として、生体では、ヘモグロビン、水、メラニン、コラーゲン、脂質などが挙げられる。ファントムでは、光学特性を模擬した物質を光吸収体として内部に封入する。なお、便宜上、図1において被検体Eは破線で示している。

30

【0023】

（光源）

光源100はパルス光を発生させる装置である。光源としては大出力を得るため、レーザーが望ましい。ただしフラッシュランプや発光ダイオードなどでもよい。光音響波を効果的に発生させるためには、被検体Eの熱特性に応じて十分短い時間に光を照射させなければならない。被検体Eが生体の場合、パルス光のパルス幅を数十ナノ秒以下にすることが望ましい。また、パルス光の波長としては、生体の窓と呼ばれる、波長700～1200nm程度の近赤外領域が望ましい。この領域の光は比較的深部まで到達するので、深部の特性情報を取得できる。生体表面部の測定に限定すれば、500～700nm程度の可視光から近赤外領域も使用してもよい。さらに、パルス光の波長は観測対象に対して吸収係数が高いことが望ましい。

40

【0024】

（光学系）

光学系200は、光源100で発生させたパルス光を、所望の光分布となるように形状や光密度を変更して被検体Eへ導く装置である。具体的には光学系200は、光ファイバー、ミラー、レンズ、プリズム、拡散板などの光学機器で構成できる。本実施例において光学系200は、半球状の支持体の曲率中心の領域を照明するように構成されている。

【0025】

また、生体組織に照射することが許される光の強度は、以下に示す安全規格によって最

50

大許容露光量 (MPE: maximum permissible exposure) が定められている。(IEC 60825-1: Safety of laser products、JIS C 6802: レーザー製品の安全基準、FDA: 21 CFR Part 1040.10、ANSI Z136.1: Laser Safety Standards、など)。

【0026】

最大許容露光量は、単位面積あたりに照射できる光の強度を規定している。このため被検体Eの表面の広い面積に一括して光を照射することにより、多くの光を被検体Eに導ける。その結果、光音響波を高いSN比で受信できる。このため光をレンズで集光させるより、図1の破線で示す様に、ある程度の面積に広げる方が好ましい。

10

【0027】

(変換素子)

変換素子300は、光音響波を受信して電気信号に変換する素子である。被検体Eからの光音響波に対して、受信感度が高く、周波数帯域が広いものが望ましい。変換素子300を構成する部材としては、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使用できる。また、圧電素子以外の素子を用いても良い。例えば、cMUT(Capacitive Micro-machined Ultrasonic Transducers)などの静電容量型の素子、ファブリペロー干渉計を用いた変換素子、などを使用できる。

20

【0028】

図3に、変換素子300の受信感度特性の一例を示す。横軸は、変換素子300の受信面の法線方向と光音響波の入射方向とのなす入射角度である。縦軸は角度ごとの受信感度特性を示す。図3の例では、受信面の法線方向から入射する場合の受信感度が最も高く、入射角度が大きくなるほど受信感度が低くなる。なお、本実施例に係る変換素子300は、円形の平面形状の受信面を有しているが、受信面の形状はこれに限定されない。

【0029】

また、受信感度が、最大値Sに対して半分の $S/2$ になるときの入射角度を とする。本実施例においては、変換素子300の受信面に入射角度 以下で光音響波が入射する領域を高感度に受信可能な受信領域とする。図1において、それぞれの変換素子300の最も受信感度の高い方向(指向軸)を一点鎖線で示す。

30

【0030】

なお、変換素子300にはデータ取得部310が接続され、A/D変換器と、FPGA、ASICなどの論理回路で構成された構成となっている。変換素子300を介して光音響波を受信して得た電気信号を、データ取得部310のA/D変換器を用いてデジタルデータに変換を行い、論理回路から情報処理装置700にデータ転送が行われる。また、信号強度を増幅する増幅器を設けることも好ましい。

【0031】

(支持体)

図4は、支持体400を上面から見た図である。本実施例の支持体400は、真球を半分にした形状である半球状の容器である。円の中心部分は紙面に向かって奥方向に突出している。支持体400の内側の面には複数の変換素子300が設置され、支持体400の底部の中心には、パルス光を被検体Eに照射する光学系200と、被検体Eの外観の撮像部であるカメラ部600が設置されている。また、支持体400の内側には、後述する音響マッチング材800が充填される。支持体400は、これらの部材を支持するために、機械的強度が高い金属材料などを用いて構成することが好ましい。

40

【0032】

支持体400に設けられた複数の変換素子300のそれぞれの素子の受信方向(指向軸)が半球の曲率中心に向かうように、複数の変換素子300は半球面上に配置されている。図1は半球状の支持体400を中心軸で切断した断面図であり、被検体Eの一部の領域

50

(G)に、変換素子300の受信方向(一点鎖線)が集束する。このような素子配置により、支持体400の曲率中心付近で発生した光音響波をより高感度に受信できる。

【0033】

このように複数の変換素子300を半球状に配置した場合、後述する方法で受信信号を用いて得られる被検体Eの機能情報は、半球の曲率中心の分解能が高く、中心から離れると分解能が低くなる。本実施例における高感度領域Gは、最も分解能の高い点から最も高い分解能の半分の分解能となるまでの領域のことを指し、図1の二点鎖線で囲まれた領域がこれに相当して高感度領域Gと定義される。なお、複数の変換素子300の配置はこれに限られない。例えば、必ずしも複数の変換素子300の指向軸が1点で交わらなくてもよい。

10

【0034】

また、支持体400の半球面に配置される変換素子300の実装パターンについては、千鳥型配列、スパイラル配列、均等配列、ランダム配列等の様々な実装パターンが想定される。図4では、複数のスパイラル配列に沿って変換素子300を等間隔に実装したパターンを示している。このような配置の場合には、各素子の指向軸が全て半球の曲率中心を向いているので、球面の限られた一部分を未実装領域としても、領域Gの解像度に対しては大きな影響はない。

【0035】

本実施例では、図4で示したように、支持体400の底部の極近傍には変換素子300を実装せず、代わりに光学系200とカメラ部600、610をまとめて配置している。これは、被検体Eに対して均等に光照射を行う目的と、カメラ部で被検体Eの全体像を撮影する目的である。ただし、カメラ等の配置はこれに限定されない。図4の配置によれば、極を中心にした同心円状のエリアを確保できる。すなわち、光学系200を極に配置した場合には、光学系200を中心にした同心円状のスペースを確保できる。そのため、カメラ部600と610の2箇所は、光学系200を挟んだ位置に設置されている。

20

【0036】

なお、カメラ部を3箇所以上に設置する場合は、半球状の極を中心に均等に配置することが望ましい。例えば、4組のスパイラル配列を用いて変換素子300を配置する場合は、半球状の支持体400の中心部には4方向に変換素子の実装されない領域が存在する。例えば、中心部には光照射を行う光学系200を配置し、4方向の変換素子の実装されない領域の2つにカメラ、残りの2つの領域にマッチング液の給排水系の穴、残りにマッチング液の温度を監視する温度センサを実装しても良い。符号620、630で示される位置は、これらの構成を配置する候補となる。

30

【0037】

n組のスパイラル配列を用いて変換素子300を配置する場合は、半球状の支持体400の中心部にはn方向に変換素子の実装されない領域が存在する。本発明のカメラはこのn方向に変換素子の実装されない領域に実装すると良い。スパイラル配列の組nが大きいと変換素子の実装されない領域の数は増えるが各々の面積は小さくなるので、カメラを実装する面積が得られなくなる。そのため、スパイラル配列の数は2以上、多くても8以下であると好適である。

40

【0038】

一方、高感度領域Gで発生した光音響波を高感度に受信できるように、支持体400により支持された複数の変換素子300の少なくとも一部の素子の最も受信感度の高い方向が高感度領域Gに向いていればよい。すなわち、複数の変換素子300の少なくとも一部の素子が高感度領域Gで発生する光音響波を高感度に受信することができるように支持体400に配置されていればよい。

【0039】

また、複数の変換素子300の最も受信感度の高い方向同士が平行であるときと比べて、複数の変換素子300の最も受信感度の高い方向に沿った軸(指向軸)が集まるように複数の変換素子300が支持体400に配置されていればよい。また、複数の変換素子3

50

00の受信面が支持体400に沿うように、複数の変換素子300を配置しても良い。支持体400の形状は、本実施例のような半球状に限らず、上記のように複数の変換素子300を配置できる限り、いかなる形状であってもよい。

【0040】

本実施例に係る「曲面」は真球上の面以外の曲面も含まれる。すなわち、本実施例に係る曲面は、曲面と見なせる程度の表面上の凹凸がある面や、曲面と見なせる程度の楕円体（楕円を三次元へ拡張した形であり、表面が二次曲面からなる形）上の面も含む。また、本実施例の支持体は、複数の平面がつながって形成された面でもよい。

【0041】

図1のように、高感度領域Gが、被検体Eが位置すると想定される位置に形成されるように複数の変換素子300を配置することが好ましい。さらに、図1のように被検体Eの形状を保持する形状保持部1100がある場合は、形状保持部1100付近に高感度領域が形成されるように複数の変換素子300を配置することが望ましい。

【0042】

（走査部）

走査部500は、支持体400の位置を図1のX、Y、Z方向に移動することにより、被検体Eと支持体400の相対的な位置関係を変更する装置である。このため走査部500は、不図示のX、Y、Z方向のガイド機構と、X、Y、Z方向の駆動機構と、支持体400のX、Y、Z方向の位置を検出する位置センサを備えている。例えば、ある時点での相対的な位置関係を第一の相対位置、別の時点での、第一の相対位置とは異なる位置関係を第二の相対位置と定義できる。

【0043】

図1に示すように、走査部500の上に支持体400が積載されるため、ガイド機構としては大きな荷重に耐えられるリニアガイドなどが好ましい。また、駆動機構としては、リードスクリュー機構、リンク機構、ギア機構、油圧機構、などを利用できる。駆動力はモーターなどを利用できる。また、位置センサとしては、エンコーダー、可変抵抗器、などを用いたポテンショメータなどを利用できる。

【0044】

なお、本発明においては、被検体Eと支持体400との相対的な位置を変化させればよい。また、支持体400を固定して被検体Eを移動させてもよい。被検体Eを移動させる場合は、被検体Eを支持する支持部（不図示）を動かすことで被検体Eを移動させる構成が考えられる。さらに、被検体Eと支持体400の両方を移動させてもよい。

【0045】

また、移動は連続的に行うのが望ましいが、一定のステップを繰り返して移動してもよい。走査部500は、電動制御のステージであることが望ましいが、手動制御のステージでもよい。ただし、ここに挙げたものだけに限定されず、被検体Eと支持体400のうち少なくとも一方を移動可能に構成されていればよい。

【0046】

（カメラ部）

カメラ部600は、撮像部として被検体Eの外観の画像を取得する撮像装置である。カメラ部600を、支持体400の底部の中心近傍に設置することは、被検体Eの全体像を撮影するために好適である。カメラ部600から出力された画像信号に基づいて、情報処理装置700の画像処理部730により撮像画像が生成される。カメラ部600としては、通常の光学撮像装置のほか、被検体に応じて外観を撮像できる装置を利用できる。またカメラ部600は動画像を撮影できるものでもよい。

【0047】

ここで、半球の極に関してカメラ部600の対角位置に、別のカメラ部610を追加することも好ましい。カメラ部600と610が異なる位置から撮像した2枚の画像を用いた、ステレオ法などの三次元計測技術により、被検体Eの形状情報を精度よく取得できる。ステレオ法においては、異なる位置のカメラで撮影した2つの像の間に任意の領域をマ

10

20

30

40

50

ッチングする。そして、得られた視差に基づき、三角測量を用いて距離を計測できる。ステレオ法を用いて被検体Eの位置情報を検出するには、異なる位置で同時に撮影した2枚以上の撮像画像上で、相互に対応する特徴点(対象物上の同一点を表す)を求めて、この特徴点を計測する必要がある。特徴点として例えば、インクやシールを用いたマーカや、ホクロまたは乳頭のような生体上の特徴的な構造物、などが利用できる。そして、画像の間で対応する特徴点を比較することで、位置情報が得られる。

【0048】

(情報処理装置)

情報処理装置700は、情報処理部710と記憶部720、および画像処理部730を有している。情報処理部710は典型的には演算処理CPUで構成され、画像処理部730は画像処理GPU(Graphic Processor Unit)などで構成されている。なお、情報処理部や画像処理部は、1つの素子や回路から構成されるだけでなく、複数の素子や回路から構成されていてもよい。また、情報処理装置700が行う各処理をいずれの素子や回路が実行してもよい。記憶部720は、典型的にはROM、RAM、およびハードディスクなどの記憶媒体から構成される。なお、記憶部は、1つの記憶媒体から構成されるだけでなく、複数の記憶媒体から構成されていてもよい。情報処理装置700は単体の装置として構成されても良いし、複数のブロックが有線または無線で接続され、共同動作するように構成されても良い。

10

【0049】

情報処理部710と画像処理部730により、複数の変換素子300から出力された電気信号を元に信号処理(画像再構成)を施すことで、被検体Eの機能情報を生成できる。また、制御部としての情報処理部710は、バス2000を介して光音響装置を構成する各構成の動作を制御することができる。また、情報処理装置700は、同時に複数の信号をパイプライン処理できるように構成されていることが好ましい。これにより、被検体Eの機能情報を生成するまでの時間を短縮することができる。

20

【0050】

なお、情報処理装置700が行うそれぞれの処理を、情報処理部710に実行させるプログラムとして記憶部720に保存しておくこともできる。ただし、プログラムが保存される記憶部720には、不揮発性の記録媒体が必要である。情報処理装置700の実行する機能のうち、位置情報取得に関する部分は位置情報取得手段とみなすことができる。情報処理装置700の実行する機能のうち、特性情報取得に関する部分は特性情報取得手段とみなすことができる。特性情報取得手段が、第一の相対位置において取得された電気信号に基づいて被検体内部の特性情報を取得した時、その特性情報を第一の特性情報と定義できる。特性情報取得手段が、第二の相対位置において取得された電気信号に基づいて被検体内部の特性情報を取得した時、その特性情報を第二の特性情報と定義できる。情報処理装置700の実行する機能のうち、第一の特性情報と第二の特性情報の間における位置ずれの、位置情報に基づく補正に関する部分は、補正手段とみなすことができる。

30

【0051】

(音響マッチング材)

音響マッチング材800は、被検体Eと変換素子300との間の空間を満たし、被検体Eと変換素子300を音響的に結合させる。形状保持部1100を用いる場合、変換素子300と形状保持部1100との間の空間、および形状保持部1100と被検体Eとの間の空間に音響マッチング材800を配置してもよい。それぞれの空間における音響マッチング材800は、同種でも良いし異種でも良い。

40

【0052】

音響マッチング材800は、被検体Eおよび変換素子300に音響インピーダンスが近い材料であることが好ましい。さらに、音響マッチング材800は、被検体Eおよび変換素子300の中間の音響インピーダンスを有する材料であることがより好ましい。また、音響マッチング材800は、光源100で発生するパルス光を透過する材料であることが好ましい。また、音響マッチング材800は液体であることが好ましい。具体的に音響マ

50

タッチング材 800 としては、水、ひまし油、超音波用のジェルなどを利用できる。

【0053】

(ディスプレイ)

ディスプレイ 900 は、情報処理装置 700 から出力される被検体 E の機能情報を分布画像や高感度関心領域の数値データなどで表示する装置である。例えば、液晶ディスプレイ、プラズマディスプレイ、有機 EL ディスプレイ、FED などを利用できる。なお、ディスプレイ 900 は、本発明の被検体情報取得装置とは別に提供されても良い。

【0054】

(入力部)

入力部 1000 は、ユーザーが情報処理装置 700 に所望の情報を入力したり選択したりするための装置である。入力部 1000 としては、キーボード、マウス、タッチパネル、ダイヤル、およびボタンなどを利用できる。入力部 1000 としてタッチパネルを採用する場合、ディスプレイ 900 が入力部 1000 を兼ねるタッチパネルであってもよい。

【0055】

(形状保持部)

形状保持部 1100 は、被検体 E の形状を一定に保つための部材である。形状保持部 1100 は、取り付け部 1200 に取り付けられている。なお、被検体 E の形状やサイズなどに合わせて、複数の形状保持部 1100 を交換して用いてもよい。この場合、取り付け部 1200 は複数の形状保持部を取り付け、取り外し可能に構成する。

【0056】

形状保持部 1100 を介して被検体 E に光を照射する場合、形状保持部 1100 は照射光に対して透明であることが好ましい。例えば、形状保持部 1100 の材料としては、ポリメチルペンテンやポリエチレンテレフタレートなどを用いることができる。また、被検体 E が乳房である場合、乳房形状の変形を少なくして形状を一定に保持するために、形状保持部 1100 の形状としては、球をある断面で切った球冠形状や、カップ状などが好ましい。なお、被検体 E の体積や保持後の所望の形状に応じて、形状保持部 1100 の形状を適宜設計できる。

【0057】

< 光音響装置の作動 >

次に、被検体 E の位置情報を取得して、被検体 E の機能情報が生成されるまでの動作について、図 5 に示した工程図を用いて説明する。ステップ S100 は、形状保持部 1100 に被検体 E を挿入する工程である。このとき、支持体 400 と形状保持部 1100 との間、および形状保持部 1100 と被検体 E との間に、音響マッチング材 800 を満たす。

【0058】

ここで、被検体 E の体積が形状保持部 1100 の容積に対して大きければ、被検体 E の外形形状を形状保持部 1100 の外形形状と同じとみなせるので、生体の体動の影響を考慮する必要は無い。しかしながら、被検体 E の体積には個人差があり、形状保持部 1100 の容量より小さい場合には、音響マッチング材 800 が充填された隙間が生じる。その結果、生体の体動の影響が起きる。特にスクリーニング診断のような画像装置として使用する場合には、被検体 E の様々なサイズを想定して大きめの形状保持部を設けることになるので、体動の影響は避けられない。

【0059】

ステップ S200 は、走査部 500 により、支持体 400 を移動領域内の所望の位置へ移動させる工程である。走査部 500 は、移動領域内の測定が開始される第一の測定位置に支持体 400 を移動させる。第一の測定位置における支持体 400 の位置情報が情報処理装置 700 に送られ、記憶部 720 に第一の測定位置情報として保存される。

【0060】

この時の移動領域としては、被検体 E を保持する形状保持部 1100 で囲われた領域を設定することが望ましい。すなわち、領域設定部としての情報処理部 710 が、形状保持部 1100 の形状情報に基づいて支持体 400 の移動領域を設定する。なお、技師などが

10

20

30

40

50

入力部 1 0 0 0 で領域を設定してもよい。またこのとき領域以外にも、測定に関する諸条件（測定精度、測定時間、測定対象、所与の光学係数など）の入力を促しても良い。

【 0 0 6 1 】

図 6 は、走査に伴う高感度領域 G の移動の軌跡を、形状保持部 1 1 0 0 のサイズと対比させた様子を垂直方向から見た様子を示す。情報処理部 7 1 0 は、図 6 に示すように、高感度領域 G が形状保持部 1 1 0 0 の内側に形成されるように、支持体 4 0 0 の X , Y , Z 方向の移動領域を設定する。より好ましくは、被検体内部に高感度領域 G が形成する。高感度領域 G の位置や大きさは、複数の変換素子 3 0 0 の配置や、どの程度の測定精度を求めるかの条件によって決定される。そこで、情報処理部 7 1 0 は、形状保持部 1 1 0 0 の形状情報と支持体 4 0 0 上の複数の変換素子 3 0 0 の配置の情報とに基づいて、高感度領域 G が被検体内部に形成されるように移動領域を設定する。

10

【 0 0 6 2 】

なお、予め複数の変換素子 3 0 0 の配置から決定される高感度領域 G の大きさや位置の情報が記憶部 7 2 0 に格納されていてもよい。この場合、情報処理部 7 1 0 は記憶部 7 2 0 から読み出された高感度領域 G の大きさや位置の情報と、形状保持部 1 1 0 0 の形状情報とに基づいて移動領域を設定すればよい。

【 0 0 6 3 】

また、情報処理部 7 1 0 は、設定された移動領域内における光音響波の測定位置を適宜設定する。ここでの測定位置は例えば、走査中に光を照射する位置や、光照射に続く一定時間内に音響波を受信する位置として表される。例えば情報処理部 7 1 0 は、移動領域内に一定の間隔で測定位置を設定し、光源 1 0 0 および走査部 5 0 0 の駆動を制御する。

20

【 0 0 6 4 】

さらに、測定位置間で高感度領域 G が重なるように光源 1 0 0 および走査部 5 0 0 の駆動が制御されることが好ましい。すなわち、本実施例において高感度領域 G は球形状であるため、支持体 4 0 0 が高感度領域 G の半径と等しい距離だけ移動するまでに少なくとも一回はパルス光が照射されることが好ましい。これは、支持体 4 0 0 が高感度領域 G の半径と等しい距離を移動する間に、少なくとも 1 回は受信信号を取得することを意味する。ある 1 回の光照射から次の光照射までの時間に支持体 4 0 0 を移動させる距離が小さいほど、重ね合わせの領域が増えるので S / N が向上する。しかしこの場合、移動速度が遅いため測定に時間がかかる。よって、移動速度と受信信号の取得時間の間隔に関しては、所望の S / N と測定時間を加味して、適宜設定すると良い。

30

【 0 0 6 5 】

ステップ S 3 0 0 は、光源 1 0 0 の光を被検体 E に照射して、発生した光音響波を複数の変換素子 3 0 0 で検出して受信信号を取得する工程である。情報処理部 7 1 0 は、第一の測定位置情報に基づき支持体 4 0 0 が第一の測定位置に位置すると判断すると、光源 1 0 0 が光を発生するように制御信号を出力する。光は光学系 2 0 0 によって導かれ、音響マッチング材 8 0 0 を介して被検体 E に照射される。そして、被検体 E に照射された光が被検体 E 内で吸収され光音響波が発生する。

【 0 0 6 6 】

複数の変換素子 3 0 0 は、音響マッチング材 8 0 0 内を伝搬した被検体 E 内で発生した光音響波を受信し、データ取得部 3 1 0 により受信信号としての電気信号に変換する。データ取得部 3 1 0 から出力された電気信号は情報処理装置 7 0 0 に送られ、前述の第一の測定位置情報と関連付けられて、記憶部 7 2 0 に第一の測定位置における電気信号として保存される。なお本ステップの受信信号取得は、支持体の停止と移動を繰り返し、停止位置で信号取得する方式に限るものではなく、支持体 4 0 0 を連続的に移動させながら光照射と信号取得を行うようにしても良い。この手法によれば、支持体 4 0 0 の停止と移動を繰り返す場合と比較して高速に走査が行えることに加えて、支持体 4 0 0 に満たされた音響マッチング材 8 0 0 の液面の乱れを抑制しやすいという利点がある。

40

【 0 0 6 7 】

ステップ S 4 0 0 は、受信信号に基づいて被検体 E の機能情報を取得する工程である。

50

情報処理部 710 は、S300 で取得された受信信号に対して画像再構成アルゴリズムに基づく処理を施すことにより被検体 E の機能情報を取得する。機能情報を取得するための画像再構成アルゴリズムとしては、トモグラフィー技術で通常に用いられるタイムドメイン、あるいはフーリエドメインでの逆投影などが用いられる。なお、再構成に多くの時間をかけられる場合は、繰り返し処理による逆問題解析法などを用いてもよい。前述したように、S300 で取得された受信信号は被検体 E 内で発生した光音響波を高感度に受信して得られた高感度領域 G に由来する受信信号である。そのため、本工程では被検体 E 内の機能情報を精度良く、すなわち、高い分解能および定量性をもって取得できる。

【0068】

S500 は、光源 100 の光の照射に続けて、カメラ部 600、610 で被検体 E を同時に撮影して撮像画像を生成する工程である。この時に、光源 100 から照射した光が撮像画像に与える影響を低減することが好ましい。例えば、撮影のタイミングを更に遅延させる方法や、カメラ部のレンズに光源 100 の波長をカットするフィルターを入れる方法、逆にカメラ部の撮影をした後に光の照射を行う方法など、が考えられる。また、1台のカメラを用いて 600 と 610 の 2 つの場所の画像を同時に取得する方法でも構わない。すなわち、2 つの場所にレンズを設けミラーで集光して 1 台のカメラに取り込み、同時に 2 つの画像を撮影することも可能である。

【0069】

S600 は、複数の撮像画像から被検体 E の位置情報を取得する工程である。同時に撮影された 2 枚の撮像画像を用いて、ステレオ法を用いた特徴点 P の距離を算出する方法について説明する。

【0070】

図 7 のように、それぞれのカメラ部の位置関係 L が求められているとすると、2 台のカメラ部を用いて被検体を撮影して、被検体上のある特徴点 P とカメラ部に投影される画像の関係は、三角測量で求められる。すなわち、注目している特徴点 P がカメラ部 600 に写る点の座標 P1 により角度 θ_1 が算出され、カメラ部 610 に写る点の座標 P2 により角度 θ_2 が算出される。従って、2 点間の距離 L と両端角 θ_1 、 θ_2 により、2 台のカメラ部から特徴点 P までの距離 H を以下の式で取得できる。

【数 1】

$$\begin{aligned} H &= (L \cdot \tan \theta_1 \cdot \tan \theta_2) / (\tan \theta_1 + \tan \theta_2) \\ &= (L \cdot \sin \theta_1 \cdot \sin \theta_2) / \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{aligned} \quad \dots(1)$$

したがって、光照射を行う前に 2 台のカメラ部で被検体 E を撮影して、被検体 E の各特徴点の位置情報を得ることができるので、被検体 E の受信信号を得た時の位置情報として対応をとることが可能である。

【0071】

S700 は、移動領域内での測定を繰り返すかどうかを判断する工程である。移動領域内に測定が済んでいない箇所が残っている場合、測定を繰り返すと判断される。そして、走査部 500 により、被検体と支持体の相対的な位置関係を変化させる。その結果、設定された移動領域内の第一の測定位置とは異なる第二の測定位置に支持体 400 が移動する。そして、支持体 400 が第二の測定位置に位置するときに第一の測定位置における測定と同様の工程を行い、第二の測定位置における電気信号と撮像画像が取得される。一方、S200 で設定された移動領域内の全ての測定位置における被検体 E の電気信号と撮像画像が取得された場合、次のステップに移行する。この時、被検体 E の位置情報に関しては、第一の測定位置で取得した位置を基準値として確保し、第二の測定位置以降で取得した位置は差分の加減で管理する方法が望ましい。ここで第一の測定位置および第二の測定位置として示した書く位置は、本発明の第一の相対位置と第二の相対位置として捉えて良い。

【 0 0 7 2 】

S 8 0 0 は、被検体 E の位置情報を、高感度領域 G の測定位置情報に対応させることで、被検体 E のボリューム情報を取得する工程である。高感度領域 G の測定位置情報は、形状保持部 1 1 0 0 の形状情報と、支持体 4 0 0 の X , Y , Z 方向の移動領域に関する情報から算出された位置情報である。なお、情報処理部 7 1 0 により設定された測定位置情報は、記憶部 7 2 0 に保存されている。この測定位置情報は、支持体 4 0 0 と形状保持部 1 1 0 0 の相対位置を表わして、高感度領域 G の位置は支持体 4 0 0 の走査位置にあわせて移動していることが示されている。

【 0 0 7 3 】

図 8 (a) は、被検体 E が形状保持部 1 1 0 0 で固定され位置情報に変動が無い場合の、X Z 平面における高感度領域 G の移動の推移を模式的に示した図である。図においては高感度領域 G が X 方向に直線移動しているように描いているが、実際の移動方向はこれに限られない。本図は、例えば、スパイラル移動または往復移動する高感度領域 G を、直線移動に変換して示した図だと考えても良い。本実施例における高感度領域 G は球形状である。支持体 4 0 0 が高感度領域 G の半径と等しい距離を移動する間に、少なくとも 1 回は超音波測定が行われ、被検体 E の撮像画像と受信信号が取得される。そして、記憶部 7 2 0 に保存されている測定位置情報 (a 0 ~ a 8) を元に画像が重ね合わせられて、被検体全域のボリューム情報が取得される。

【 0 0 7 4 】

なお、重ね合わせる方向は移動方向 (図 8 では X 方向) に限られない。例えば図 6 のようにボリューム情報が得られる場合は、複数の方向に重ね合わせが可能である。重ね合わせの方法は任意であり、例えば重複するボクセルの値を単純に平均化する方法や、対象ボクセルの周囲の一定範囲内のボクセル値を重み付けして利用する方法がある。

【 0 0 7 5 】

次に、被検体 E に体動がある場合の、X Z 平面における高感度領域 G の位置推移の模式図を図 8 (b) に示す。実際には高感度領域 G が上下するのではなく、被検体のうち高感度領域と重畳する部分が上下するが、本図では便宜上、高感度領域により取得されたボリューム情報の上下動として示す。この場合、被検体 E の基準位置からの差分を算出して重ね合わせを行う必要がある。そこで、S 6 0 0 で得られた被検体 E の位置情報と、記憶部 7 2 0 に保存されている測定位置情報から、高感度領域 G の被検体 E に対する位置を算出して、ボリューム情報への重ね合わせ位置を補正する。このように、体動に応じた位置情報を反映した補正を行った上でボリューム重ね合わせが行われることで、好適な情報が得られる。

【 0 0 7 6 】

図 8 (b) では、基準位置 b 0 に対しての Z 方向の位置変動は、破線で示した基準位置との差分として現れる。そして、b 1 ~ b 8 の測定位置情報に被検体位置の差分情報を対応させている。したがって、被検体 E の上下動作に合わせて、ボリューム重ね合わせに用いる情報源を変化させることが可能になる。被検体の上下動があった場合の重ね合わせ方法として、高感度領域 G から少しずれた位置のデータを使用できる。例えば図 8 (b) の b 1 ~ b 3 では、高感度領域 G が基準位置の高さより下にある。すなわち被検体は Z 方向上方にずれたと考えられる。

【 0 0 7 7 】

よって、b 0 と同じ高さのイメージングを希望する場合、高感度領域 G よりも Z 方向上方のボリューム情報を利用すると良い。一方、b 5 , b 6 では被検体が Z 方向下方にずれたと考えられるので、高感度領域 G より下方のボリューム情報を利用する。逆に、重ね合わせ後の情報において Z 方向での高さが揃わなくなるものの、あくまでも高感度領域 G で取得したボリューム情報を使用した重ね合わせを行っても良い。この場合でも、支持体 4 0 0 を Z 方向にも走査することによって、被検体の広い範囲を高感度領域 G に含めることができる。

【 0 0 7 8 】

10

20

30

40

50

本実施例によれば、被検体の位置情報を検出して、高感度領域 G との相対位置の変化を補正することにより、ボリューム情報の重ね合わせを良好に実施し、所望の領域における被検体の特性情報分布を精度よく生成できる。その結果、体動などによる被検体 E の測定位置のずれを低減し、分解能の低下を起こすことなく被検体の広い範囲をイメージングできるようになる。本実施例では Z 方向の被検体の位置変化の補正について説明した。しかし上記の手法は、X 方向、Y 方向の体動や、それらを組み合わせた体動にも適用可能である。本発明は、被検体の保持部材がない場合、被検体と保持部材との間に間隙がある場合、保持部材がシート部材等の柔らかい材質で構成される場合など、被検体の形状が体動に応じて変化しやすい場合に特に有効である。

【0079】

10

(変形例 1)

図 5 のフローでは、測定位置ごとに光照射と光音響波受信を行い、ボリューム情報を得ていた。そして移動領域全体の走査が完了したのちに重ねあわせ処理を行っていた。しかし、カメラや情報処理装置の性能によっては、測定位置ごとに体動の有無や程度を検出することも可能である。その場合、走査部の性能によっては、次の測定位置において体動の影響を補正し、所望の位置に高感度領域 G が形成されるように支持体を移動させても良い。

【0080】

(変形例 2)

本発明は、半球形の支持体に指向軸が互いに異なる変換素子が高感度領域を形成するように配置された場合に限定されない。本発明は、被検体の形状が体動などにより変化しやすく、変換素子と被検体が音響マッチング材等を介して間隔をおいて配置されている場合に好適で用いられる。例えば支持体として、単素子プローブ、1D リニアプローブ、2D 平面プローブを用いる場合でも、位置情報を用いた本発明の手法は適用できる。

20

【0081】

[実施例 2]

実施例 1 では、被検体 E の位置情報を取得する工程として、2 台のカメラで撮影した画像を使ったステレオ法について説明した。本実施例では、単眼のカメラを移動させて撮影するカメラ移動方法について説明する。

【0082】

30

2 台のカメラを用いて同時に撮影をする実施例 1 に対して、単眼のカメラを移動させて異なる位置で撮影するカメラ移動方式でも、同様のステレオ法を用いた位置情報の取得が可能となる。図 9 で示したカメラ 600 と、特徴点 P の配置で説明する。まず、特徴点 P をカメラ 600 が左側の位置で撮影して、第一の画像を得る。続いてカメラを距離 L だけ移動させて、右側の位置で撮影して第二の画像を得る。そして、第一の画像と第二の画像を用いて、被検体上の特徴点 P とカメラ部に投影される画像の関係から、三角測量によって距離 H を算出できる。

【0083】

しかしながら、カメラが距離 L を移動している時間 T_2 に、特徴点 P が P' に移動した場合、三角測量で計測される距離 H' は、左側の地点から観察した特徴点 P と、右側の地点から観察した特徴点 P' の交点となるので、実際の距離 H とは異なった値となる。したがって、被検体 E の位置変動の周期 $1/T_1$ に対して、カメラの移動に要する時間 T_2 の比率が十分に小さいこと ($T_1 \gg T_2$ となっていること) が求められる。

40

【0084】

以上説明したように、本実施例に係る被検体情報取得装置は、簡易な構成であっても、被検体の位置情報を検出して、高感度領域 G の位置ずれを補正できる。その結果、所望の領域における被検体のボリューム情報を高精度に取得できる。

【0085】

[実施例 3]

実施例 1、実施例 2 では、被検体 E の位置情報を取得する工程として、受動型計測の一

50

例であるステレオ法について説明した。本実施例では、対象となる被検体 E に対して、計測の補助となる特定の光や電波等を照射する能動型計測について説明する。

【 0 0 8 6 】

能動型計測とは、三次元計測をするために光、電波、音波などを対象の被検体 E に照射し、その情報を利用して計測を行う方法である。例えば「光レーダー法」、「アクティブステレオ法」、「照度差ステレオ法」などが知られている。「光レーダー法」とは、物体に光、電波、超音波等を当て、戻ってくるまでの時間によって距離画像を得る方法である。「アクティブステレオ法」とは、カメラを 2 台使う代わりに、1 台を光を投影する装置に置き換えて計測を行う方法で、投影する光の種類により様々な手法にさらに分類される。「照度差ステレオ法」とは、対象の物体に対して複数の光源を使って、光源を切り替えながら写した複数の画像から面の方向を求める手法である。光源に近い物体の面の面素が明るく写ることで光源方向に傾きを計測できるので、これを複数得ることで立体を計測できる。

10

【 0 0 8 7 】

「アクティブステレオ法」の様々な手法は、スポット光投影法、スリット光投影法（光切断法）、パターン光投影法などに分類される。スリット光投影法とは、スリット光を物体に投影した状態で撮影を行い、その光の変化の度合いを取り出して計測を行う方法であり、1 回の撮影で 1 本のスリットによる光切断像が得られる。パターン光投影法とは、単一の投影パターン（例えばランダムなドットがちりばめられた大きな四角形パターン）を常に対象表面に投影しておき、撮影した撮像画像からパターン内の各場所の移動量を画像処理でとらえる方法である。

20

【 0 0 8 8 】

本実施例では、能動型計測の「アクティブステレオ法」の中のひとつである、パターン光投影法について説明する。図 10 は、パターン光投影法で三角測量を本実施例に適用した構成図である。この方法も三角測量に基づく手法である。具体的には、被検体 E に対してあらかじめ定められた位置にあるパターン光投影装置 1300 から一定の方向にパターン光 Q1 ~ Qn を投影し、被検体 E 上に映ったそのパターン光を別の位置に設置したカメラ 600 により撮影する。この時、カメラ 600 の撮像画像に映っているパターン光 Q1 ~ Qn の位置から、パターン光投影装置 1300 の位置とカメラ 600 の位置をもとに三角測量の原理を利用して対象物までの距離を求める。パターン光を用いて特徴点を抽出すれば、乳房のような表面に特徴点が無い被検体に対しても効果的である。

30

【 0 0 8 9 】

本実施例では、支持体 400 に実装されたカメラ 600 は、被検体 E に対して任意の位置に移動する構成となっているが、パターン光投影装置 1300 は被検体 E に対して同じ位置に固定されていることが望ましい。すなわち、パターン光 Q1 ~ Qn を被検体 E の同じ位置（特徴点）に常に照射させて位置変動を計測する場合には、パターン光投影装置 1300 の位置は固定する必要があるが、設置場所は支持体 400 や走査部 500 から分離された位置となる。しかしながら、被検体 E 表面の特徴点に対する位置変動の測定だけでなく、被検体 E の 3 次元形状を測定するような場合には、カメラ 600 とパターン光投影装置 1300 を同一の支持体 400 に設置して運用することも可能である。

40

【 0 0 9 0 】

以上説明したように、本実施例の被検体情報取得装置は、被検体の位置情報を検出して、高感度領域 G の位置ずれを補正することにより、所望の領域における被検体のボリウム情報の分解能を低下させない効果を有する。

【 0 0 9 1 】

[実施例 4]

上述の実施例では、被検体に対する支持体 400 の相対位置を様々に変えて、各相対位置において取得された受信信号に基づいて、被検体 E の機能情報を取得する例を説明した。すなわち、1 回のレーザー照射によって得られた受信信号に基づいて被検体 E の機能情報を取得していた。この手法によれば、レーザー照射のタイミング毎に高感度領域 G から

50

得られた受信信号に対して画像再構成アルゴリズムの信号処理を行うことで、支持体 400 の動きに合わせた高感度領域 G の機能情報を毎回生成することが可能であった。そのため、支持体を移動させながら逐次処理（リアルタイム処理）によって機能情報をモニターで閲覧するような構成に適している。つまり、支持体 400 の走査に伴って、走査した箇所の機能情報を順次更新できる。

【0092】

これに対して、本実施例 4 では、複数回のレーザー照射により得られた受信信号に基づいて被検体 E の機能情報を取得する。この手法は、信号処理の時間制約が厳しくない場合に、信号処理をまとめて実施するような処理に好適である。この処理を、本実施例では、オフライン処理と呼ぶ。実施例 1 では、演算処理によって得られたボリュームデータを位置補正して、ボリュームデータを重ね合わせていた。いっぽう、本実施例では、受信信号を位置補正した上で演算処理を実施し、ボリュームデータを生成する点で相違している。本実施例の手法によれば、より高精度に被検体の移動による位置ずれを補正できる。本実施例の装置構成は、上記実施例と同様の構成であって良い。

【0093】

図 11 は、本実施例に係るオフライン処理の信号取得フロー例を示した工程図である。S100 から S300 までの受信信号を取得するステップは、図 5 で示した処理と同じであるので、説明を省略する。本実施例では、ステップ S300 の次に、ステップ S400 に代えてステップ S310 の処理が行われる。

【0094】

ステップ S310 においては、ステップ S300 において取得された受信信号を、記憶部 720 に記憶する。実施例 1 のステップ S400 とは異なり、ここでは機能情報の取得は行わないでよい。

ステップ S500 および S600 の処理は、図 5 で示した処理と同様であるため、説明を省略する。

【0095】

本実施例においては、ステップ S600 に引き続いてステップ S610 の処理が行われる。ステップ S610 では、被検体の位置情報を記憶部 720 に保存する。

その後、ステップ S710 において、移動領域内での測定繰り返すか否かの判定を行い、移動領域内に測定が済んでいない場合には、ステップ 200 に戻る。移動領域内での測定を繰り返さないと判定すると、測定を終了する。

測定が終了した後、繰り返し実行されたステップ S310、S610 にて記憶部 720 に記憶された信号を用いて、情報処理装置 700 がオフライン処理を実行する。

【0096】

図 12 は、本実施例に係るオフライン処理の信号処理フローを示した工程図である。本実施例では、情報処理装置 700 によって信号処理が行われる場合を説明する。ただし、信号処理は、光音響装置が有する情報処理装置 700 によって行うことに限らず、光音響装置とは別に設けられたコンピュータによって行っても良い。GPU を複数実装したコンピュータを使うと、処理速度の高速化に有利である。

【0097】

図 11 で示したフローに従って保存された、被検体 E から伝搬した音響波に基づく受信信号と位置情報とを用いて、ボリュームデータが生成されるまでの処理を説明する。ボリュームデータを生成する範囲は、ユーザーが入力部を介して指定しても良いし、情報処理装置 700 が所定の判断に基づいて指定しても良い。

ステップ S101 では、指定した範囲のオフライン処理を開始する。

ステップ S201 は、画像再構成アルゴリズムに従って演算する演算領域の所定位置を決めるステップである。

【0098】

ステップ S301 では、ステップ S201 において定められた所定位置に対して、信号処理に必要な複数の測定個所の受信信号を読み出す。ステップ S401 では、複数の受信

10

20

30

40

50

信号を取得した際の被検体 E の位置情報を読み出す。

ステップ S 5 0 1 は、受信信号を処理して演算領域内の機能情報を算出するステップである。このステップで、受信信号の測定時の被検体 E の位置のずれの補正も同時に行うことにより、信号処理の位置誤差を低減できる。位置ずれの補正の具体的な一例として、被検体 E と保持部 1 1 0 0 や音響マッチング材との界面を踏まえて、音速を補正する手法が挙げられる。

【 0 0 9 9 】

図 1 3 は、S 5 0 1 における位置補正について説明する図であり、タイミング t_0 から t_1 の間の位置変化を示す。符号 d_0 , d_1 はそれぞれ、タイミング t_0 , t_1 における探触子位置である。複数の変換素子 3 0 0 がある場合、半球面の中心を探触子位置とみなしてもよい。符号 c_0 , c_1 はそれぞれ、タイミング t_0 , t_1 における高感度領域 G の中心の位置である。また E_0 , E_1 は、タイミング t_0 と t_1 の間で体動により被検体位置がずれた様子を示す。

10

【 0 1 0 0 】

探触子位置が d_0 から d_1 に平行移動することにより、高感度領域 G の中心点も c_0 から c_1 に平行移動する。ここで、タイミング t_0 においては、点 c_0 は被検体の先端から D_0 の深さに位置していた。一方、体動のため、被検体が z 軸の正方向に移動したため、タイミング t_1 においては、点 c_1 は、被検体の先端から D_1 の深さに位置することになる。つまり、高感度領域は、体動により、被検体のより浅い位置に移動している。一般的に音響マッチング液の音速は生体の音速よりも速いため、タイミング t_1 と t_2 では、音響信号が伝搬されるまでの時間が異なる。その結果、画像再構成の際に適切でない電気信号を抽出することになり、機能情報の算出精度を低下させる原因となってしまう。

20

【 0 1 0 1 】

また、被検体 E の位置の変動は、受信信号の遅延時間、変換素子の指向性に起因する感度の変動、変換素子から被検体 E までに充填されている音響マッチング材 8 0 0 を通過する距離の変動、などの影響を引き起こす。これらの影響について検討する。まず、感度の変動については、信号のゲインを調整することが可能である。また、音響マッチング材 8 0 0 の通過距離については、体動の距離が分かれば、音響波の経路上における生体部分と音響マッチング液部分それぞれの距離を取得できるので、補正可能である。

30

【 0 1 0 2 】

ステップ S 6 0 1 では、所定位置での機能情報を重ね合わせてボリュームデータが生成される。ステップ S 7 0 1 は、指定した範囲の演算処理を繰り返すかどうかを判断する工程である。指定した範囲内の演算処理が済んでいないと判断された場合にはステップ S 2 0 1 に戻り、処理を繰り返す。指定した範囲内の演算処理が済んでいると判断した場合には、ステップ S 8 0 1 に進む。ステップ S 8 0 1 でオフライン処理が終了し、指定した範囲のボリュームデータが出力される。このボリュームデータは、画像として、ディスプレイ 9 0 0 に表示されたり、記憶部 7 2 0 に記憶されたりする。

【 0 1 0 3 】

なお、指定した範囲内で設定する演算領域は、データ取得時に図 6 で示したスパイラル形状に沿った領域に限定されない。例えば、XY 方向に直行した四角形で構成することや、複数の半径の異なる円で構成することも可能である。

40

【 0 1 0 4 】

本実施例によれば、複数回の受信信号を位置補正して、画像再構成アルゴリズムの信号処理を実施する際に、被検体内の目標点から各変換素子に音響波が到達するまでの遅延時間、変換素子の感度、音速の少なくとも一つのパラメータを補正出来る。その結果、生成される機能情報の精度が向上する。

【 0 1 0 5 】

[実施例 5]

本発明の別の実施例を説明する。本実施例においては、被検体情報取得装置が、2つのモードを選択的に実行できる。第 1 のモードは、実施例 1 で説明したように、1 回の光照

50

射に基づいて得られた電気信号から生成されたボリュームデータを位置情報に基づいて補正するモードである。第2のモードは、実施例4で説明したように、複数の相対位置で得られた電気信号を位置情報に基づいて補正しながらボリュームデータを生成するモードである。

【0106】

本実施例における被検体情報取得装置は、第1のモードによる動作を行うことで、光音響測定を行いながら、被検体の位置ずれが補正されたボリュームデータの画像を随時更新していく。そして、指定された測定範囲の測定が終了すると、第2のモードによる動作を行う。つまり、第1のモードによる動作を通じて記憶部に記憶された受信信号に対して、各受信信号が得られた際の被検体Eの位置情報に基づいて、位置ずれの補正を行って、ボリュームデータを得る。こうして得られたボリュームデータは、表示部に表示される。

10

【0107】

本実施例によれば、被検体情報取得装置の操作者は、測定を行っている間もリアルタイムに機能情報を確認でき、測定終了後に、より精度よく位置ずれが補正された画像を確認できる。そのため、操作者にとって利便性の高い装置を実現できる。

【0108】

[その他の実施形態]

本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した各実施形態の1以上の機能を実現するプログラムを、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置の情報処理装置における1つ以上のプロセッサがプログラムを読み出して実行する処理でも実現可能である。また、1以上の機能を実現する回路(例えば、FPGAやASIC)によっても実現可能である。

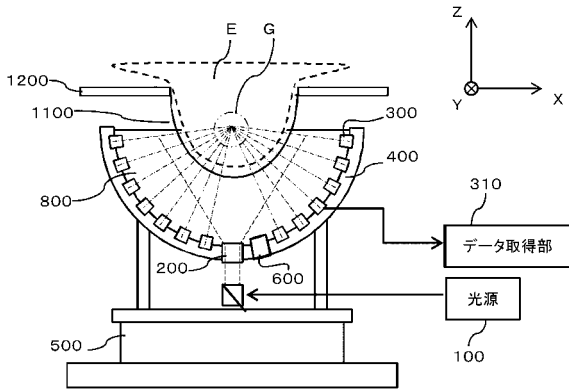
20

【符号の説明】

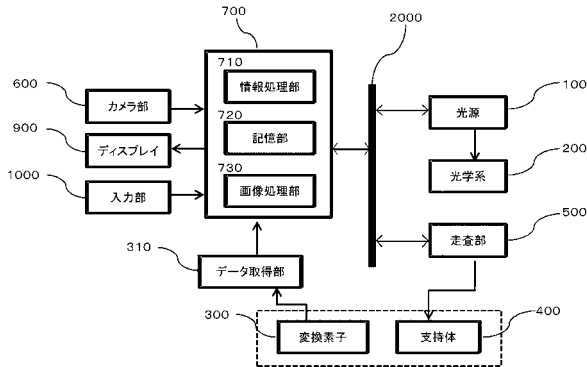
【0109】

100 : 光源 , 300 : 変換素子 , 400 : 支持体 , 500 : 走査部
600 : カメラ部 , 700 : 情報処理装置

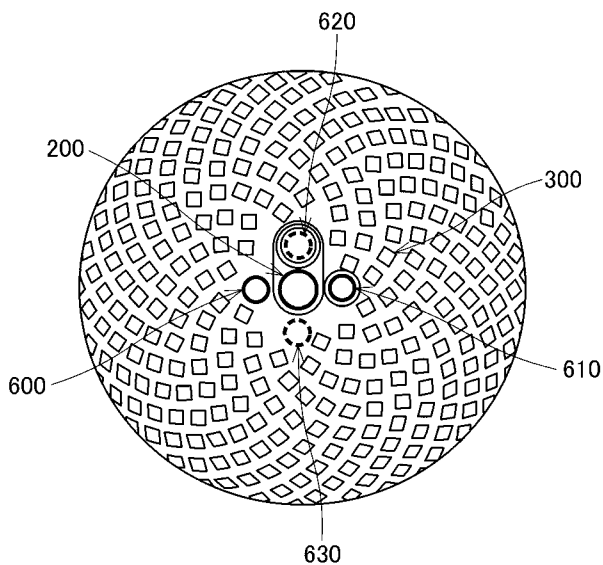
【図 1】



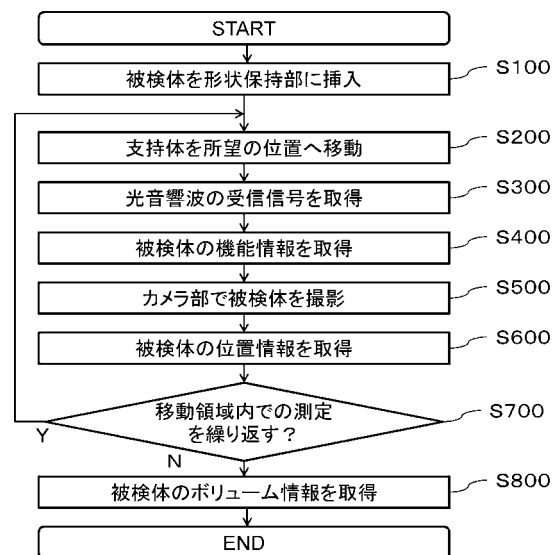
【図 2】



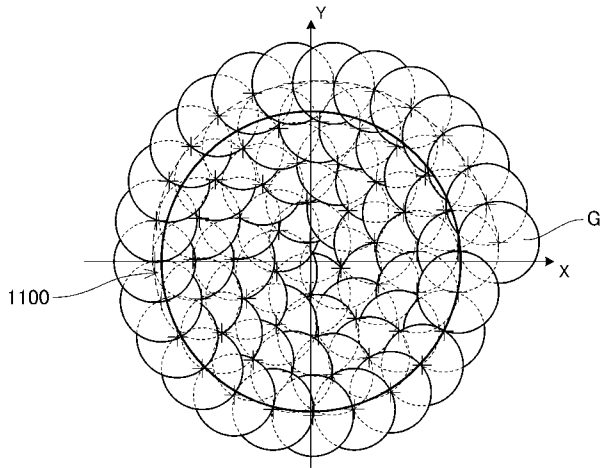
【図 4】



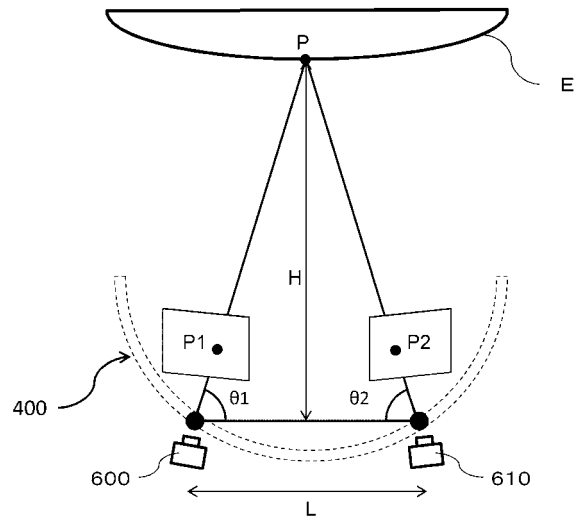
【図 5】



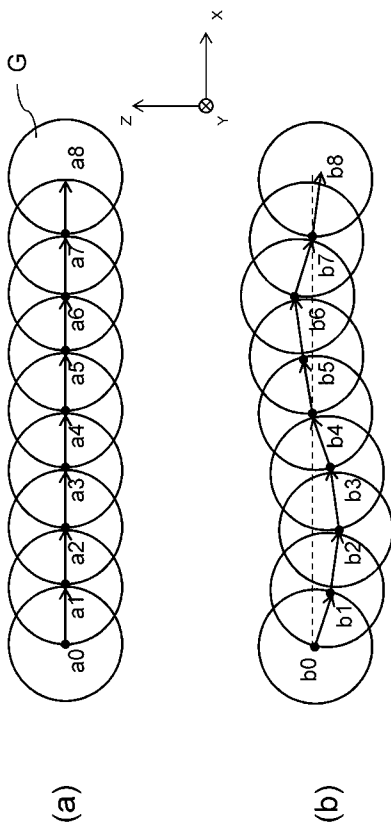
【 図 6 】



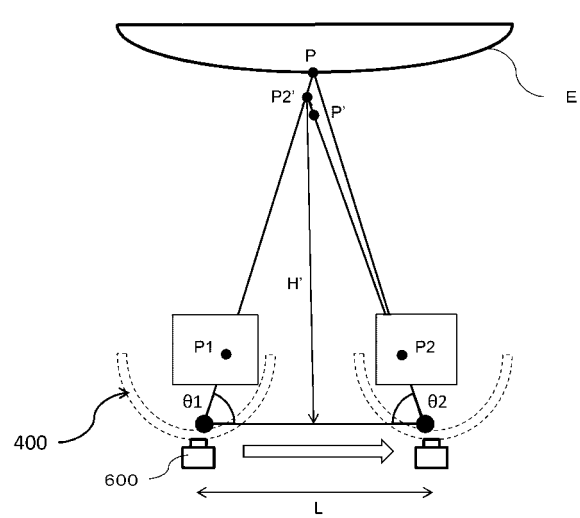
【 図 7 】



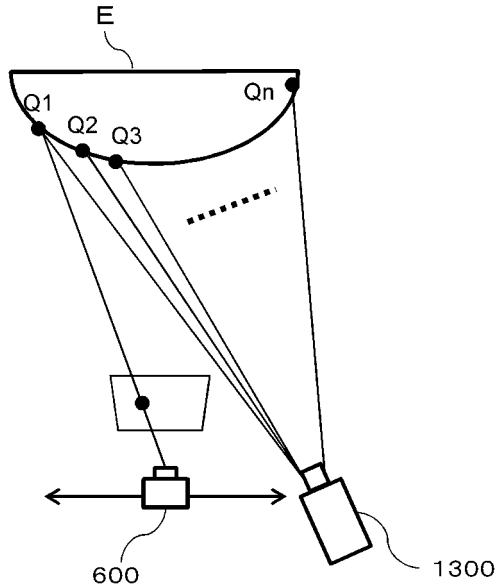
【 図 8 】



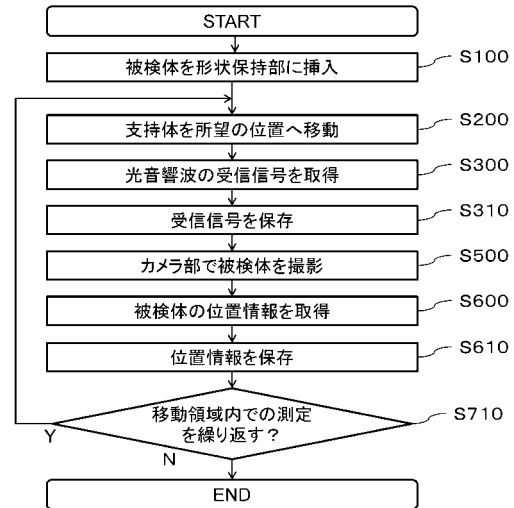
【 図 9 】



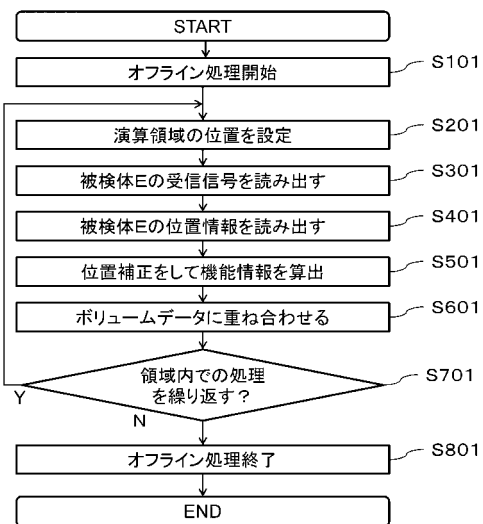
【図 10】



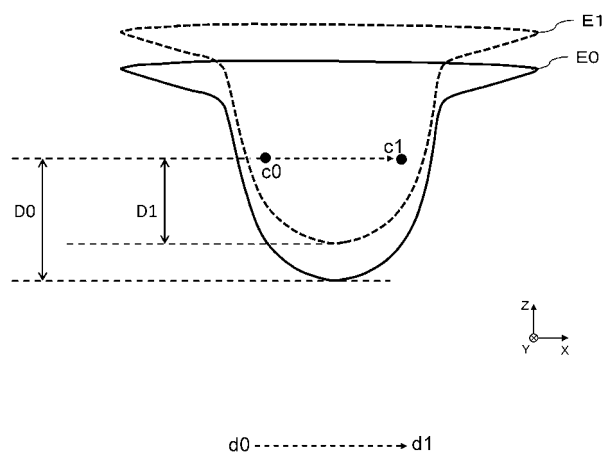
【図 11】



【図 12】



【図 13】



フロントページの続き

(72)発明者 立山 二郎

東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号 キヤノン株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB09 DE16 EE01 EE09 GB14 GC02 GC10 JB51